

Untersuchungen über Mechanik und Wirkung der Stützklammer-Federung insbesondere der sattelfernen Auflage

✱

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
einer hohen medizinischen Fakultät der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
zu Frankfurt a. M.

Vorgelegt von Heinz-Harald Pockrandt, praktischer Zahnarzt aus Frankfurt a. M.

Januar 1953

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG (SEINERZEITIGER LEITER:
PROF. DR. DR. FRITSCH) DES ZAHNARZTLICHEN UNIVERSITÄTS-INSTITUTS
„CAROLINUM“ ZU FRANKFURT A. M. (DIREKTOR: PROF. DR. VON RECKOW)

Untersuchungen über Mechanik und Wirkung der Stützklammer-Federung insbesondere der sattelfernen Auflage



Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
einer hohen medizinischen Fakultät der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
zu Frankfurt a. M.

Vorgelegt von Heinz-Harald Pockrandt, praktischer Zahnarzt aus Frankfurt a. M.

Januar 1953

Gedruckt mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
zu Frankfurt a. M.



Referent: Prof. Dr. Dr. Thielemann
Coreferent: Prof. Dr. Wetzler
Dekan: Prof. Dr. Schlossberger

„labore ad successum“

Meinen Lehrern
in dankbarer Verehrung!

I. Einleitung

Über die Probleme der Stützklammerfederung ist seit jeher heftig diskutiert worden, ohne daß man bis heute zu einem abschließenden Ergebnis gekommen ist.

Dieser Arbeit lag daher die Absicht zugrunde, Auswirkungen der Klammer am Phantom zu ergründen. Dabei ist der Versuch unternommen worden, folgende Fragen zu klären:

- a) Eignung verschiedener Klammermaterialien,
- b) zweckmäßige Klammerstärke,
- c) zu bevorzugende Klammerart:
 - aa) ohne federnden Stiel,
 - bb) mit federndem Stiel,
- d) Klammerform.

Zur besseren Übersicht habe ich die bei der Überprüfung verschiedener Klammerkonstruktionen gemessenen Werte in Form von Kurven graphisch dargestellt.

II. Die Versuchsapparatur

Die Übernahme einer Versuchsanordnung, wie sie B. Müller¹ 1931 angab, erschien mir für meine Untersuchungen, die insbesondere der Klammerauflage gewidmet sein sollten, nicht zweckmäßig.

Eine Apparatur, wie sie Göring² 1935 zu ähnlichen Versuchen anwandte, versprach den Anforderungen der vorzunehmenden Prüfungen gerecht zu werden. Doch zeigten sich nach eingehendem Studium und praktischen Versuchen gewisse Fehlerquellen, auf die zum Teil auch Göring in seiner Arbeit schon hingewiesen hatte, indem er sagte: „... die Zahnsenkung nicht zum Ausdruck kommt und auch sonst die Apparatur gegenüber der Natur Kompromisse enthält.“ Ich möchte hier im einzelnen die Fehler und Ungenauigkeiten aufführen, um die Divergenz zwischen Görings und meinen Untersuchungsergebnissen klarzumachen. Zur besseren Verständlichkeit zeige ich die Göringsche Versuchsapparatur im Längsschnitt.

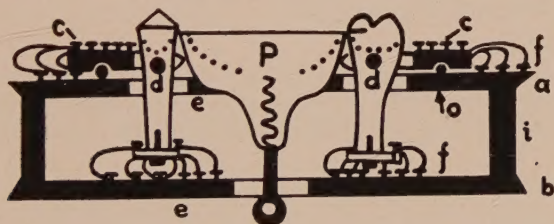


Abb. 1: Längs-(bzw. Sagittal-)schnitt durch Görings Versuchsapparatur

Zwei besonders ins Auge fallende Fehler der Apparatur waren:

- a) die Befestigung der Zähne,
- b) die Sattelsenkung.

Durch die von buccal nach palatinal in Höhe des lig. circulare durch den Zahn verlaufende Stahlachse d wurde eine Kippung in buccopalatinaler Richtung auf die das lig. circulare darstellenden Drähte f direkt übertragen, und es mußte dauernd deren Widerstand überwunden werden, um die ganze Kreisscheibe c mitzukippen. Bei Kippung in mesiodistaler Richtung dagegen wurde der Druck teilweise durch die Drehung des Zahnes um die Stahlachse aufgefangen und nicht im gleichen Verhältnis, wie vorstehend aufgeführt, auf die Kreisscheibe übertragen.

b) Die Sattelsenkung

Göring gibt in seiner Arbeit wohl die Sattelsenkung an, hat aber z. B. bei seinen Versuchen mit Klammerkonstruktionen der Schaltprothese die Schleimhaut nicht dargestellt, wird demnach auch fehlerhafte Werte in der Sattelsenkung erhalten und somit auch fehlerhafte Werte in Kippung und Rotation des Zahnes.

Die Ungenauigkeiten der Göringschen Apparatur liegen in folgenden Punkten:

- a. der Aufhängeapparat des Zahnes,
- β. der apicalen Verankerung des Zahnes,
- γ. der anomalen Länge der Zähne,
- δ. der fehlenden Zahnsenkung,
- ε. dem Zeigersystem.

a. Der Aufhängeapparat des Zahnes

Durch die Stahlachse d, die am Zahnhals, in Höhe des lig. circulare liegt, ist der Drehpunkt des Zahnes kronenwärts verlagert und entspricht nicht seinem wahren Drehpunkt.

β. Die apicale Verankerung des Zahnes

Sie läßt einen zu großen Spielraum, so daß bei Zahnkippen zuerst eine Verkantung des Befestigungssplintes stattfinden muß, bevor die Bewegungen auf die apicale Kreisscheibe übertragen werden können.

γ. Die anomale Länge der Zähne

Die in der Versuchsanordnung verwendeten Zähne entsprechen nicht der anatomisch bekannten Größenordnung, so daß bei Kippung des Zahnes ein größerer Hebelarm als normal möglich in Erscheinung tritt.

δ. Die fehlende Zahnsenkung

Die Darstellung der Zahnsenkung ist nicht unwesentlich, wie meine späteren Versuche hinreichend erkennen lassen.

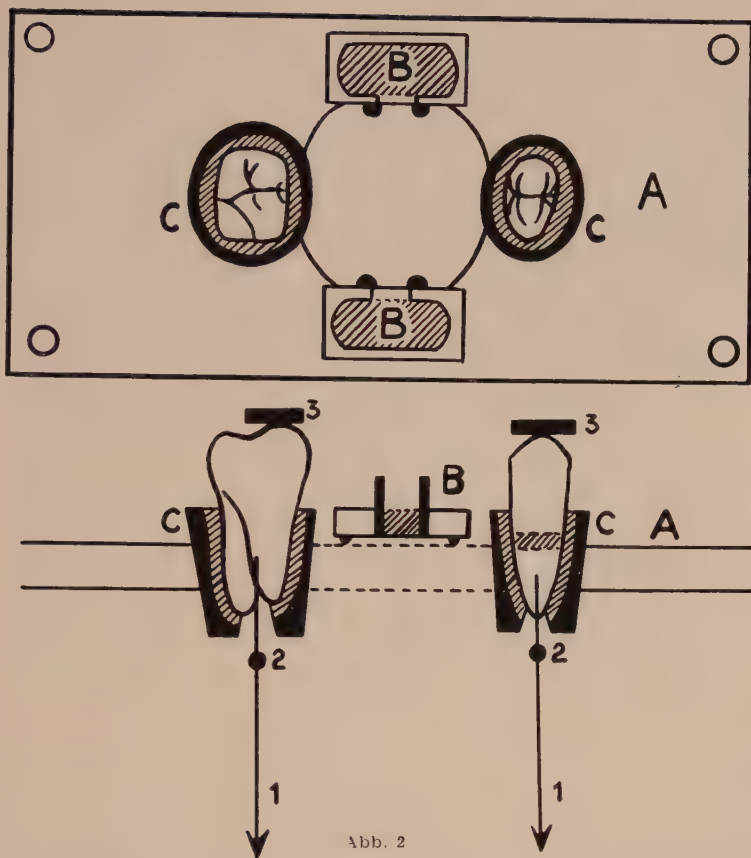
ε. Das Zeigersystem

Das bei der Apparatur angewandte zweiarmige Zeigersystem, dessen Gelenk aus zwei ineinandergreifenden Drahtschlaufen dargestellt ist, gewährt zu großen Spielraum und begründet dadurch bei Messungen auftretende Ungenauigkeiten.

Alle diese Mängel ließen es geraten erscheinen, von der Göringschen Apparatur abzugehen, zumal eine Umkonstruktion schwieriger erschien, als eine Neukonstruktion. Trotz der vorstehend angeführten Punkte möchte ich betonen, daß die von Göring gefundenen Richtlinien allgemeine Gültigkeit besitzen. Das fand ich durch die mit Hilfe meiner neukonstruierten Apparatur erzielten Meßergebnisse bestätigt.

Ich habe also versucht durch eine Neukonstruktion, die den anatomischen Verhältnissen etwas näher kommt und in ihren Messungen exakter ist, diese Mängel auszuschalten.

Zur Durchführung der Versuche wurden ein Molar und ein Prämolare, deren Wurzeln apical konvergieren, in ihrer natürlichen Größe und Form aus Randolph hergestellt. Im Apex befand sich ein ungefähr 4 mm tiefes Lumen, das der später hier einzuzementierenden Anzeigevorrichtung zugedacht war. Diesen Zähnen entsprechend wurden ebenfalls aus Randolph gegossene Alveolen gefertigt, die an der apicalen Basis eine kreisrunde Ausnehmung von ebenfalls ca. 4 mm Durchmesser besaßen.



Sie wurden in einer starken Messingplatte *A* beiderseits einer ungefähr 2,5 cm großen ovalen Aussparung, in welcher später der Prothesenkörper *D* sich frei nach jeder Richtung bewegen konnte, eingelötet.

Zur Darstellung des Periodontiums kam weichbleibender Kautschuk zur Verwendung. Dieser unterliegt gleichsam dem Periodontium der elastischen Nachwirkung oder Hysterese, wenn auch die des Kautschuks etwas größer ist. Dagegen beträgt der Elastizitätsmodul von Kautschuk $0,05 \text{ kg/mm}^2$, der Elastizitätsmodul des Periodontiums $4,0 \text{ kg/mm}^2$ (angegeben von M ü h l e m a n n³⁾, doch erschien trotz des beträchtlichen Elastizitätsunterschiedes der weichbleibende Kautschuk zur Darstellung des Periodontiums als das geeignetste Material. Um einen gewissen Ausgleich gegenüber der Elastizität des Periodontiums zu erzielen und um auch kleinste Bewegungen des Zahnes bereits feststellen zu können, wurde dies hinsichtlich seiner Stärke wesentlich übertrieben und annähernd $1,5 \text{ mm}$ stark gehalten und somit Möglichkeit gegeben, Bewegungen in vergrößerndem Maßstab registrieren zu können.

Die Schleimhaut wurde durch zwei kleine durch Kugellager bewegliche Wagen B, in denen ebenfalls in stärkerer Schicht weichbleibender Kautschuk einvulkanisiert war, dargestellt, um damit die Beweglichkeit der Schleimhaut in jeder Weise zu sichern.

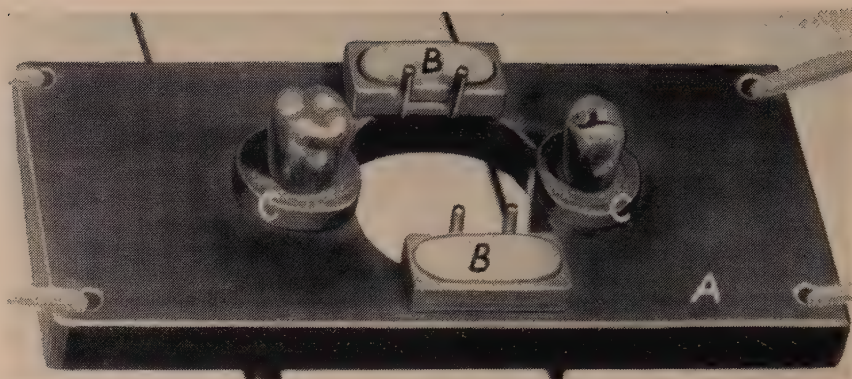


Abb. 3

Einige Schwierigkeit bereitete ein exakt arbeitendes Zeigersystem, bei dem jede Nebenwirkung ausgeschaltet war, d. h. der Rotationszeiger beispielsweise sollte nicht auch die Kippung anzeigen, sondern allein auf die Rotation beschränkt bleiben. Aber auch dieses Problem konnte zufriedenstellend gelöst werden. Der Zeiger 1, der die Kippung anzeigte, war, wie schon vorstehend erwähnt, direkt im Apex des Zahnes befestigt und konnte somit jede Kipp- und Schubbewegung des Zahnes registrieren.



Abb. 4

Bei meiner Apparatur ist die Schubbewegung in der Kippbewegung mit enthalten. Im Gegensatz zu Göring halte ich die Schubkräfte auch nicht für so groß, wie dieser sie in einigen Fällen angegeben hat. Bei seiner Apparatur zeig-

ten sich die Schubkräfte wesentlich vergrößert, weil die Zahnkipfung — wie schon erwähnt — in Höhe des lig. circulare und nicht im klinischen Drehpunkt, d. h. zwischen der Mitte und dem unteren Wurzeldrittel, stattfand. Der Zeiger 2 für die Rotation wurde ungefähr 3 cm unterhalb des Apex im Winkel von 90° an den Kippungszeiger 1 angebracht, dann im rechten Winkel wieder aufwärts gebogen, und zwar so hoch, daß seine freie Spitze als Zeiger in Höhe des klinischen Drehpunktes des Zahnes zu liegen kam, womit das Anzeigen der Kippwirkung von der Rotation getrennt wurde.

Diese Messingplatte mit Zeigern (Abb. 4) wurde auf einem vierbeinigen Schemel E verschraubt.

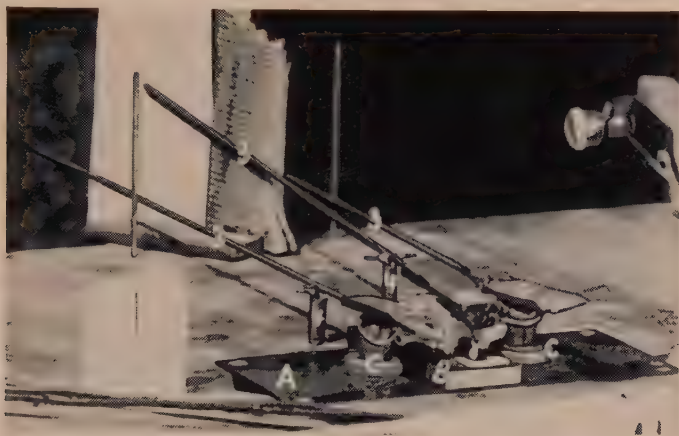


Abb. 5

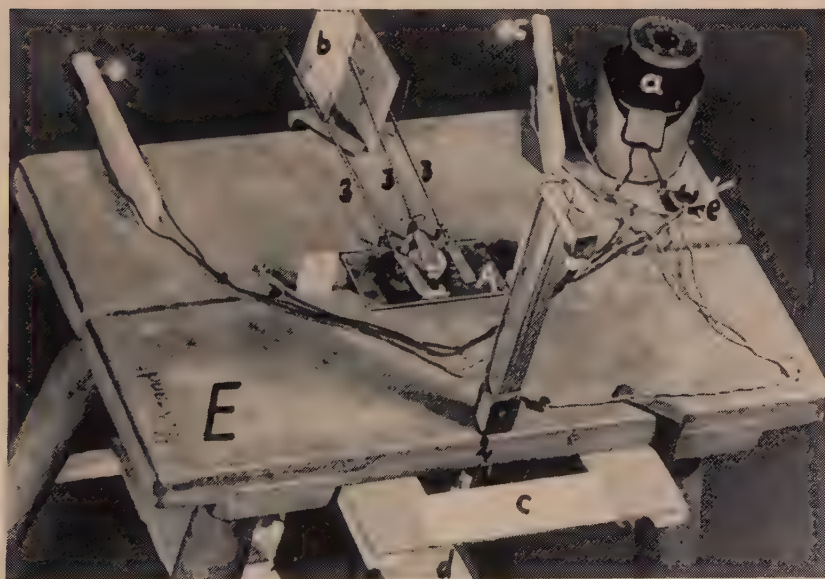


Abb. 6

Die Zeiger 3 für die Sattel- und Zahnsenkung lagen mit ihren tellerartig ausgearbeiteten und mit Blei beschwerten breiten Enden dem Sattel bzw. den Zähnen auf und liefen über die Pfeiler 4, um nach dem Prinzip des einarmigen Hebels eine Vergrößerung der Bewegungen anzuzeigen.

Durch das einseitige Gewicht folgten sie der absinkenden Prothese bzw. dem absinkenden Zahn, ohne diese in ihrer Beweglichkeit zu hemmen.

Um für alle Versuche die gleiche Voraussetzung zu schaffen, wurden die Werte mittels Schattenprojektion auf Millimeterpapier *b, c, d* festgehalten (s. Abb. 6 und 7). Gespeist wurde das Beleuchtungssystem durch Netzanschluß über einen Transformator *a* und einen Schalter *e*.

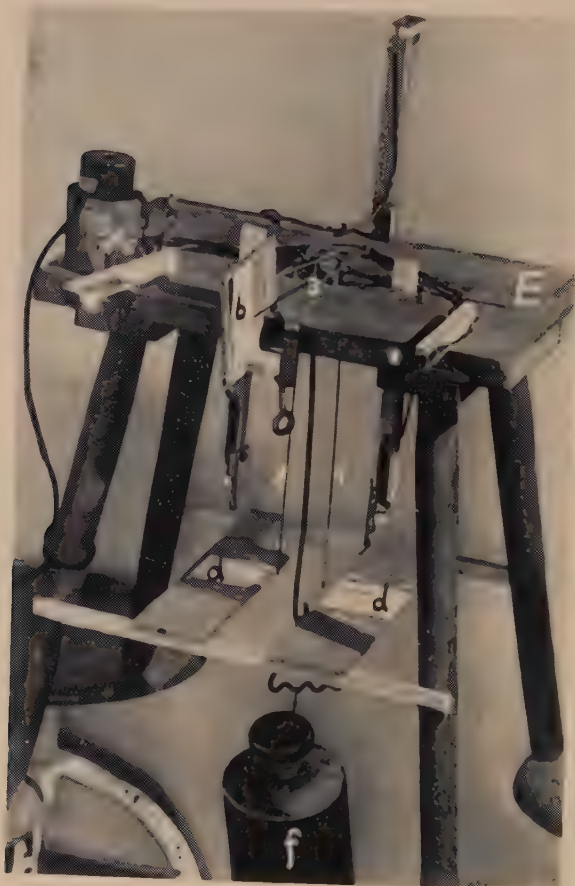
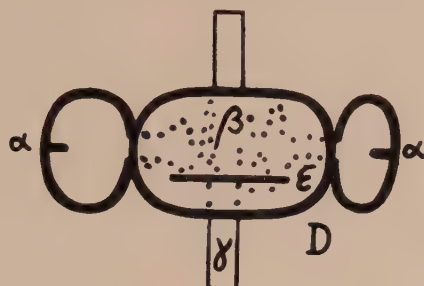


Abb 7

Die Prothese wurde wie folgt gearbeitet. Die beiden Klammern *a* waren im Prothesenkörper *b* befestigt. Ein 4 mm starker Stahlstift *c* lag den zur Darstellung der Schleimhaut dienenden Wagen auf. Am Haken *d* wurden die zur Be-

lastung vorgesehenen Gewichtsmengen befestigt, während der Drahtbügel ϵ das Lager für den die Schleimhautsenkung angebenen Zeiger abgab.

Aufsicht eines Versuchsobjektes



Seitenansicht eines Versuchsobjektes



Abb. 8

Trotzdem ich mich bemüht habe, in der Darstellung der Versuchsanordnung den wirklichen Verhältnissen möglichst nahe zu kommen, bin ich mir bewußt, daß die Apparatur gegenüber der Natur sicherlich noch zu wünschen übrig läßt. Wäre beispielsweise das dargestellte Paradentium dünner gestaltet worden, so hätten die Zeiger oder die Lichtprojektion in einem Maße vergrößert werden müssen, daß der ganze Apparat Ausmaße erlangte, die einen eigenen größeren Raum zu seiner Aufnahme erforderlich gemacht hätten. Dieser stand mir leider nicht zur Verfügung.

III. Das Klammermaterial

Bei zuerst durchgeführten Versuchen mit Klammern aus Wipladraht ergab sich, daß bei höheren Belastungen ab 10 kg Verbiegungen und Verzerrungen in der Klammer eintraten. Außerdem waren die handelsüblichen Klammerkreuze für Klammern mit federndem Stiel zu kurz. Eine eigene Lötung war aber so gut wie unmöglich. Auf der Suche nach einem elastischeren Material erwies sich die von Krupp neu herausgebrachte Kobalt-Chrom-Legierung Wiptam als sehr geeignet, da hier eine Legierung vorlag, die leicht zu verarbeiten und spielend und ohne Zeitverlust zu vergüten war, zudem auch eine ausgezeichnete Elastizität aufwies. Anfängliche Mißerfolge lagen daran, daß zuerst zur Lötung normales Stahllot verwendet wurde und dadurch Brüche in der Lötung entstanden. Nachdem aber nur noch das von der DEGUSSA hergestellte „Deka“-Stahllot verarbeitet wurde, waren keinerlei Brüche mehr zu verzeichnen. Obwohl die Firma Krupp zur Vergütung nach erfolgter Lötung vorschreibt, die Klammer mit einer harten Bürste zu bearbeiten, wies sie doch keine ausreichende Elastizität auf. Um diese aber trotzdem zu erreichen (man kann den Draht in jeder Weise nachvergüten), nahm ich den Holzring einer Bürste, die keine Borsten mehr hatte, und ließ ihn auf einem schnellaufenden Poliermotor rotieren und hielt die Klammer an den Holzring mit den vielen Löchern. Dadurch wurde die Klammer intensiv von allen Seiten für 3—5 Minuten durchgeschüttelt. Diese Manipulation ergab eine ausgezeichnete elastische Federung der Klammer.

Betreffs der Bruchfestigkeit dieses Klammermaterials übersandte die Herstellerfirma auf Ersuchen untenstehendes Schaubild, das die Festigkeitseigenschaften von Wipla-Metall gegenüber Wiptam-Metall deutlich erkennen läßt.

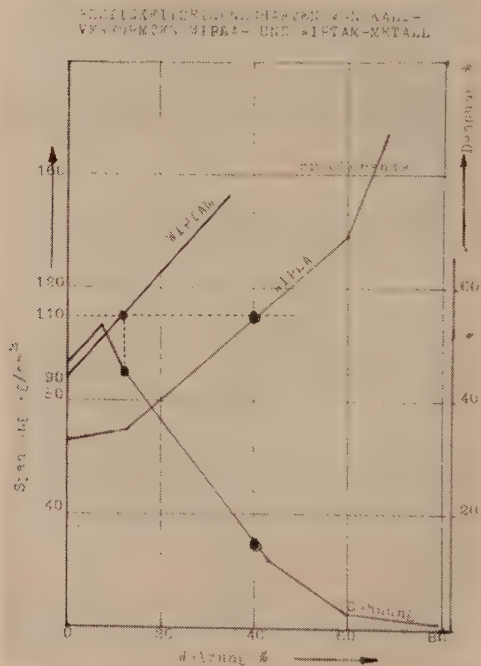


Abb. 9

Sie schreibt dazu: „Es ist zu erkennen, daß eine Steigerung der Festigkeit zwangsläufig mit einem Verlust an Dehnung verbunden ist. . . . Es ist uns bekannt, daß die Zerreißfestigkeit des weichgeglühten Metalls bei etwa 90 kg/mm² liegt und die Brinellhärte 240 beträgt. Die Verfestigungskurve von Wiptam bei Kaltverformung verläuft steiler als die von Wipla. Dagegen wird die Dehnungskurve nicht wesentlich von der des Wipla-Metalls abweichen. Man erzielt dementsprechend schon bei schwacher Kaltverformung hohe Festigkeitswerte, und zwar zu einem Zeitpunkt, in dem die Dehnung noch sehr günstige Werte aufweist. Vergleiche die durch vier Kreise markierten Werte miteinander, die man erhält, wenn man bei 110 kg/mm² eine waagerechte Linie zieht.“

Um die Biegefestigkeit von Wiptam gegenüber Wipla-Draht festzustellen, wurden von beiden Drahtsorten (Wipla-Draht hart und federhart) Stärken von 0,9 mm im Anlieferungsstadium an das Metallographische Laboratorium der DEGUSSA in Pforzheim übersandt. Hier wurden die Drähte in gleicher Weise wie bei Obenmayer⁴ in einer Versuchsanordnung gemessen, bei der ein Stück von 12 mm Meßlänge um 8° nach jeder Seite gebogen wurde, bis der Bruch erfolgte. Die Zahl des Hin- und Herbiegens wurde durch ein Zählwerk festgehalten. Das Ergebnis für den Wipla-Draht, das sich mit den Ergebnissen Obenmayers deckt, ist für

harten Draht = 4780

federharten Draht = 5900

dagegen für Wiptam-Draht = 7380.

Zum Vergleich zeige ich eine von der DEGUSSA freundlicherweise überlassene Aufstellung über Dauerbiegefestigkeit der üblichen Edelmetall-Legierungen.

<u>Werkstoff</u>	<u>Anlieferung</u>	<u>Biegezahlen</u>	
		<u>weich</u>	<u>weichgeglüht u vergütet</u>
<u>Pallag III Q</u>	2900	1700	8300
.. ..	<u>vom Anlieferungszustand aus vergütet</u>		5300
.. ..	<u>flüchtig weichgeglüht und danach vergütet</u>		5800
.. ..	2700		
<u>50170016</u>	6800	4200	ca 8200
<u>Fritschdraht</u>	9400	4800	8400
<u>Deg. Spez. Leg. f. Orthod.</u>	5500	4000	6100
Drähte 1mm Ø, 12mm Messlänge, 8° Hin- und Herbiegung			
Loebich 1950	<u>Dauerbiegefestigkeit von Klammerlegierungen</u>		 DEGUSSA 586

Abb. 10

IV. Versuchsvoraussetzungen und Meßwerte

Zur Überprüfung verschiedener Klammerkonstruktionen, auf deren Gestaltung später noch näher einzugehen ist, wurde das jeweilig angewandte Klammersystem in der Reihenfolge mit 1, 2,5, 5, 7,5, 10, 12,5, 15, 20 und 25 kg in vertikaler Richtung belastet, wie es auch schon G ö r i n g getan hat.

Bei den Versuchen wurde runder Wiptam-Draht, bei gegossenen Klammern Palliag verwandt. Die gegossenen Klammern waren so gearbeitet, daß sie dem prothetischen Äquator anlagen. Sie mußten also z. B. bei Oberkieferprothesen von den Zähnen abgleiten. Um dieses zu verhindern, wurde unterhalb des Äquators an der Prothesenseite aus 0,5-mm-Draht ein Federarm angebracht. Die Auflage wurde nach den allgemein gültigen Untersuchungsergebnissen von S c h m i d t⁵ in einem Winkel von 90° zur Longitudinalachse des Zahnes gewählt und in die Fissur desselben gelegt. Die Klammerform war in jedem System für Prämolare und Molar die gleiche.

Die bedeutend vergrößerten Meßwerte wurden auf die eigentliche Zahnbewegung errechnet und in Kurven graphisch dargestellt. Abgelesen wurden die Meßwerte mittels einer Lupe, um auf 1/10 mm genaue Ergebnisse zu erhalten.

Die Rotation wurde in Grad und Minuten aufgetragen, wobei die Kurven die Abweichung von der Mesiodistal-Linie darstellen, dabei ist eine Minute = 1 mm.

Bei den Kippungskurven ist der Maßstab besonders vergrößert (1:1000), um eine klare Übersicht zu erzielen.

Die Fehlerquellen sind in erträglichen Grenzen gehalten und wurden hervorgerufen:

- a) Der Aufhängehaken δ ist nicht immer genau unter dem Stahlstift γ und im rechten Winkel von diesem eingesetzt. Dadurch wird der Prämolare oder Molar jeweils stärker belastet.
- b) Der Wiptam-Draht zeigt bei jedem Verformen bereits verschieden starke Vergütungserscheinungen. So ist die Möglichkeit gegeben, daß die einzelnen Klammern geringe Elastizitätsunterschiede aufweisen.
- c) Durch die Schätzung der Meßwerte innerhalb eines Millimeters können sich geringe Ablesefehler eingeschlichen haben.
- d) Kautschuk hat die Eigenschaft, bei längerem Liegen an der Luft härter zu werden. Da sich die Versuche ungefähr über ein Jahr erstreckten, ist hierbei ebenfalls eine geringe Fehlerquelle gegeben.

V. Physiologische Werte

Um Vergleichswerte zu den durch das Phantom ermittelten Werten zu haben, sollen hier physiologische Werte folgen, die in älterer oder neuerer Zeit ermittelt wurden und wohl allgemeine Gültigkeit erlangten. Die Eindrückbarkeit der Schleimheit liegt zwischen 0,3 und 1,5 mm nach B. Müller¹. Die Schmerzschwelle wird erreicht bei 0,8 bis 2,5 mm nach Kantorovicz. Die Periodontalspaltbreite wurde von Klein und Jozat⁷ gemessen. Sie ist verschieden stark am Alveolarrand, Wurzelmitte und Apex. Als Durchschnittswerte möchte ich für den Alveolarrand 0,40 mm, die Wurzelmitte 0,16 mm und den Apex 0,25 mm angeben.

Mühlemann³ hat auch über physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit im Munde Versuche angestellt. Leider sind die Versuche im großen ganzen auf Front- und Eckzähne beschränkt geblieben und gehen auch über eine Belastung von 2 kg nicht hinaus. Nun wissen wir, daß im Seitenzahnbereich bedeutend größere Belastungskräfte auftreten. Leider fehlen Unterlagen über Belastungsmessungen an abgestützten Prothesen. H. Uhlig¹⁷ hat Kaudruckmessungen an gingival gelagerten Prothesen nach Schneider durchgeführt und Durchschnittsmessungen von 14 kg ermittelt, wobei er als Vergleich Kieferschlußkraftwerte von 30- bis 50jährigen mit 22 kg angibt. Black, Brown und Kaffenbach¹⁸ ermittelten Durchschnittswerte bei gingival gelagerten Prothesen von 14 bis 15 kg. Nun hat Koller¹⁹ Kaudruckmessungen nach Haber durchgeführt und Kaudrücke bis zu 150 kg und darüber im Seitenzahnbereich festgestellt. Er hat weiter ermittelt, daß zur Zerlegung eines Schnitzels 8 bis 9 kg Kaudruck aufgewandt werden müssen. Ich möchte daraus die logische Folgerung ziehen, daß bei abgestützten Prothesen Kaudrücke von 15 bis 25 kg durchaus im Bereich des Möglichen liegen.

Mühlemann gibt als oberste Grenze der physiologischen horizontalen Zahnbewegung 0,30 mm an bei oro-fazialen Totalausschlag. Dieser Wert ist allerdings in der Mitte der Zahnkrone gemessen. Voraussetzung ist auch ein funktionstüchtiger Zahn bei einem Menschen mittleren Alters. Die axiale Zahnbeweglichkeit wird mit 0,01 bis 0,04 mm Versenkung angegeben. Aus der Physiologie wissen wir, daß sich unerschwellige Reize summieren, d. h. ein dauernder Druck auf einen Zahn, der in physiologischen Grenzen gehalten bleibt, wird durch den Dauerzustand einen Umbau des Zahnhalteapparates bewirken. Wenn dieses auch in der Zahnversenkung gar nicht der Fall sein wird, da der Zahnhalteapparat ja auf Kaubelastung gebaut ist, und auf die Rotation einen kaum wahrnehmbaren Einfluß ausüben wird, so wird er doch in der Kippung deutlich werden.

VI. Arten der untersuchten Klammersysteme

1. Die sattelferne Auflage ohne federnden Stiel

Folgende 5 Systeme wurden dazu untersucht (s. Abb. 8):

A. Molar aus 1,5-mm-Draht, Prämolare aus 1,3-mm-Draht

B. Molar aus 1,2-mm-Draht, Prämolare aus 1,0-mm-Draht

C. Molar aus 1,0-mm-Draht, Prämolare aus 0,8-mm-Draht

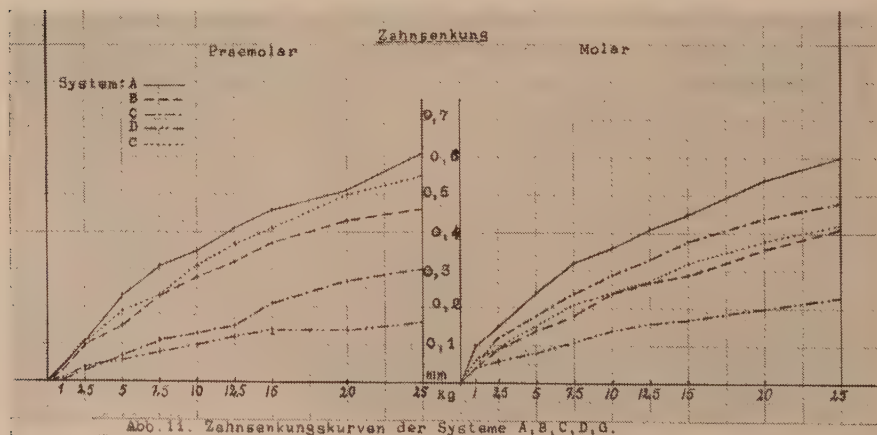
D. Molar aus 0,7-mm-Draht, Prämolare aus 0,5-mm-Draht

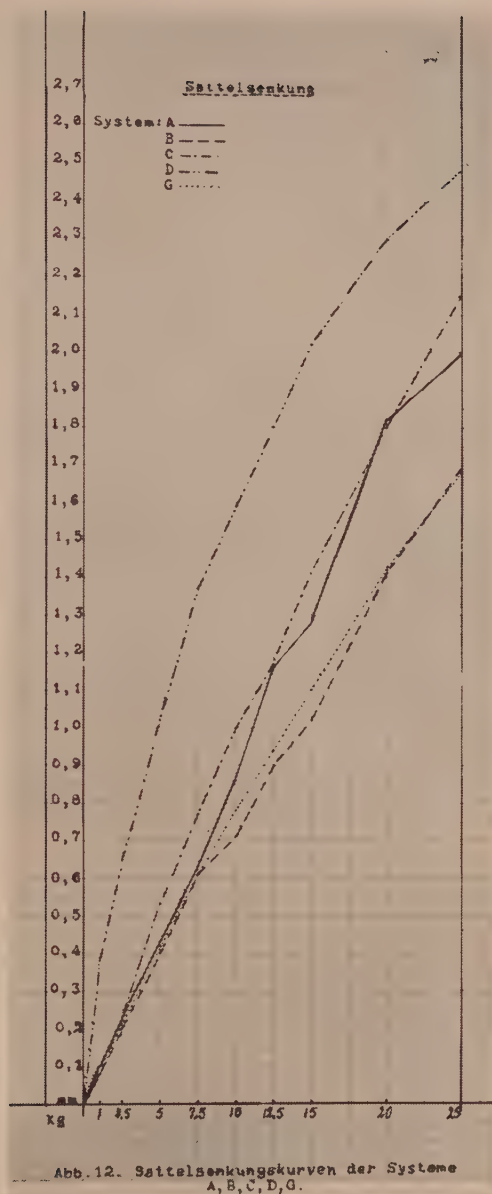
G. Molar aus 1,3-mm-Draht, Prämolare aus 1,1-mm-Draht

gegossen und vergütet.

Betrachten wir uns die Sattelsenkungs- und Zahnsenkungskurven, so beobachten wir bei zunehmender Kaudruckbelastung ein stetiges Ansteigen, bis bei System A eine Sattelsenkung von 2 mm, eine Prämolarensenkung von 0,61 mm und eine Molarensenkung von 0,60 mm erreicht ist. Das heißt also, durch den sehr starken Draht ist die Verbindung Klammer—Prothese—Klammer einigermaßen starr und die Belastung beider Zähne gleichmäßig. Die verschiedene Zahnsenkung des Prämolaren und Molaren in den Systemen B—D möchte ich auf die unter IV a und IV b beschriebenen Fehler zurückführen. Ganz allgemein können wir aber feststellen, daß bei abnehmender Drahtstärke zunehmende Sattelsenkung und abnehmende Zahnsenkung die Folge ist. Wir sehen, daß sich das System G in seinen Auswirkungen dem System B weitestgehend anlehnt.

Bei der Betrachtung der Rotationskurven können wir kein systematisches Ansteigen der Kurven bei zunehmender Belastung feststellen, was wohl verständlich ist. Wir können für diese Kurven auch kein Schema finden, da teilweise eine Rotation des Molaren und Prämolaren in gleicher Drehrichtung zu beobachten ist, teils in entgegengesetzter, teils auch ohne Abhängigkeit von der Drahtstärke extrem große Werte wie bei System B beobachtet wurden. Die Drehrichtung war von der Anfangsstellung auch nicht gleichmäßig nach einer Seite, sondern war rückläufig, so daß die Sagittalebene hin und her überschritten wurde, wie die Molarenkurve bei System A es zeigt, und wie wir es später auch noch bei anderen Klammersystemen sehen werden. Ähnlichkeit, wie bei der





Rotation, können wir auch bei der Kippung feststellen, so daß die Annahme wahrscheinlich ist, daß eine gewisse Abhängigkeit von Rotation und Kippung besteht. Wir sehen aber aus den Kurven, daß bei abnehmender Drahtstärke die Kippung vor allem in palatobuccaler Richtung geringer wird. Während wir bei

System A eine beträchtliche Kippung in buccaler Richtung beobachten, ist sie in mesio-distaler Richtung gering. Allgemein können wir feststellen, daß bei geringer Belastung ungefähr bis 5 kg eine Neigung des Prämolaren nach mesial, des Molaren nach distal stattfindet, was wir mit einer sattelfernen Auflage auch erzielen sollten. Bei stärkerer Belastung tritt aber eine Umkehr in die unerwünschte Richtung ein, das heißt, der Prämolar wie auch der Molar neigen sich zur Prothese hin. Das liegt daran, daß bei geringem Druck auf den Prothesenkörper die Sattelsenkung gering ist und dadurch der Druck durch die sattelferne Auflage auf den Zahn erfolgt. Bei stärkerer Belastung drückt der Sattel aber mehr in die Schleimhaut ein und der Zahn wird durch die Klammer zum Sattel hin gezogen. Je schwächer der Draht, desto mehr tritt diese Erscheinung auf, was wir später bei der sattelfernen Auflage mit federndem Stiel noch besonders kraß sehen werden. Das System C zeigt dies sehr deutlich.

Nun scheinen die Kurven des Systems D meine obigen Ausführungen zu widerlegen. Die Auswirkungen, die wir in diesen Kurven sehen, wurden aber

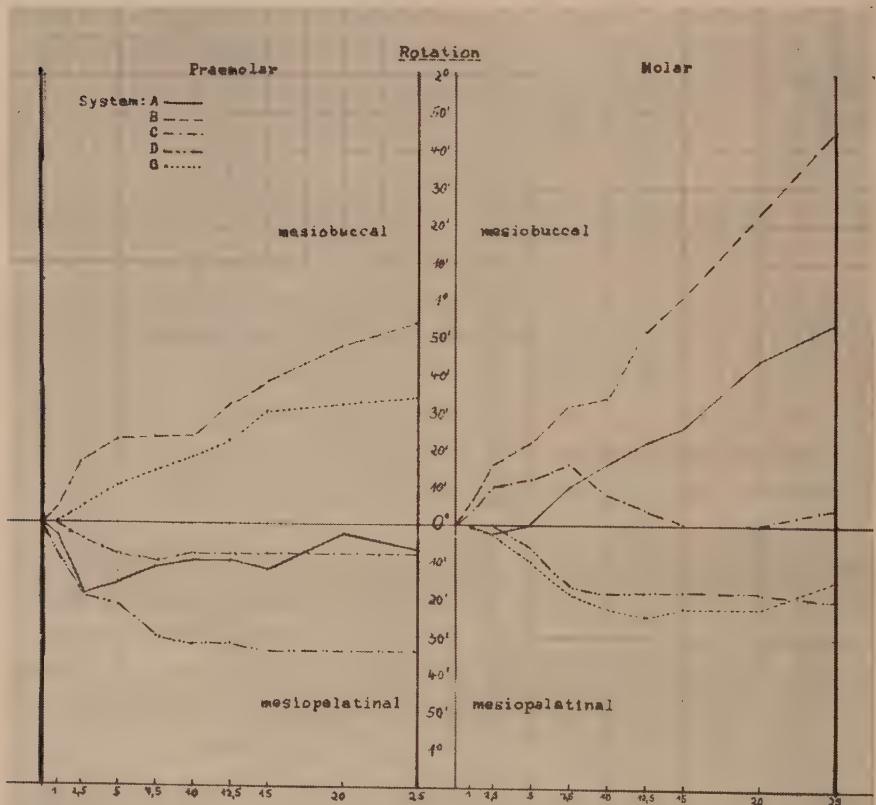


Abb. 13. Rotationskurven der Systeme A, B, C, D, G.

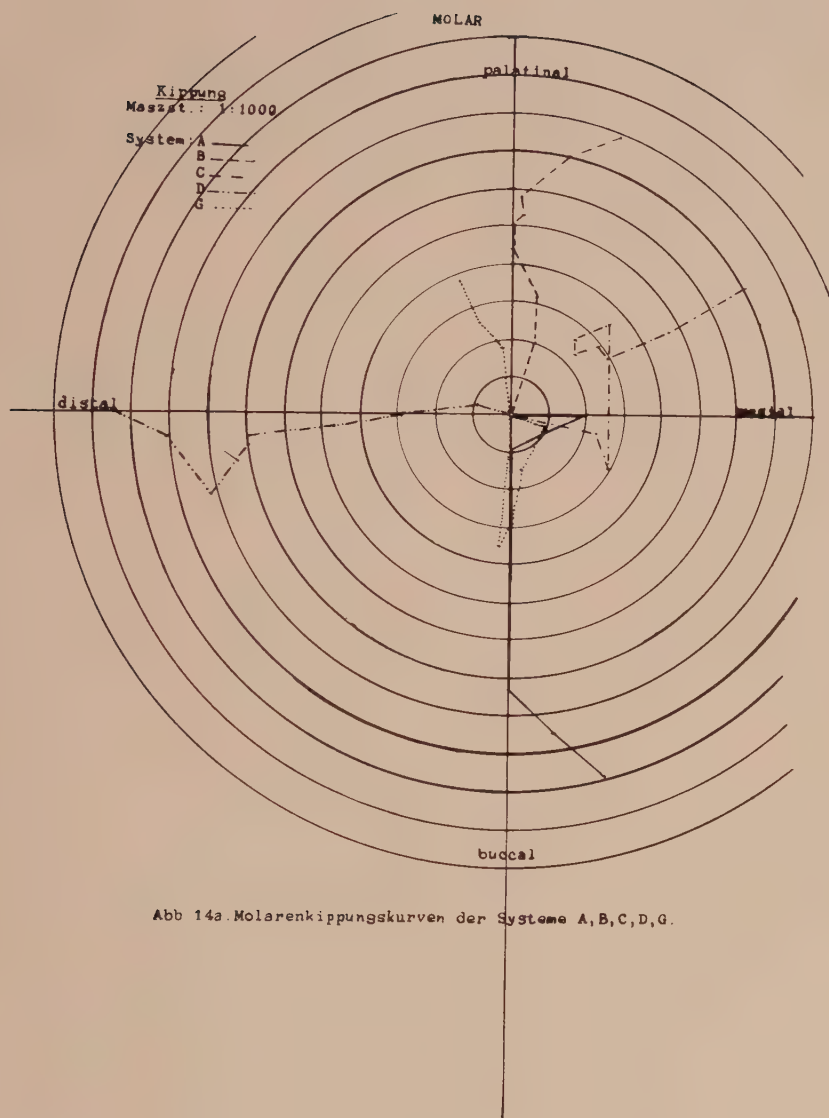


Abb 14a. Molarenkippskurven der Systeme A, B, C, D, G.

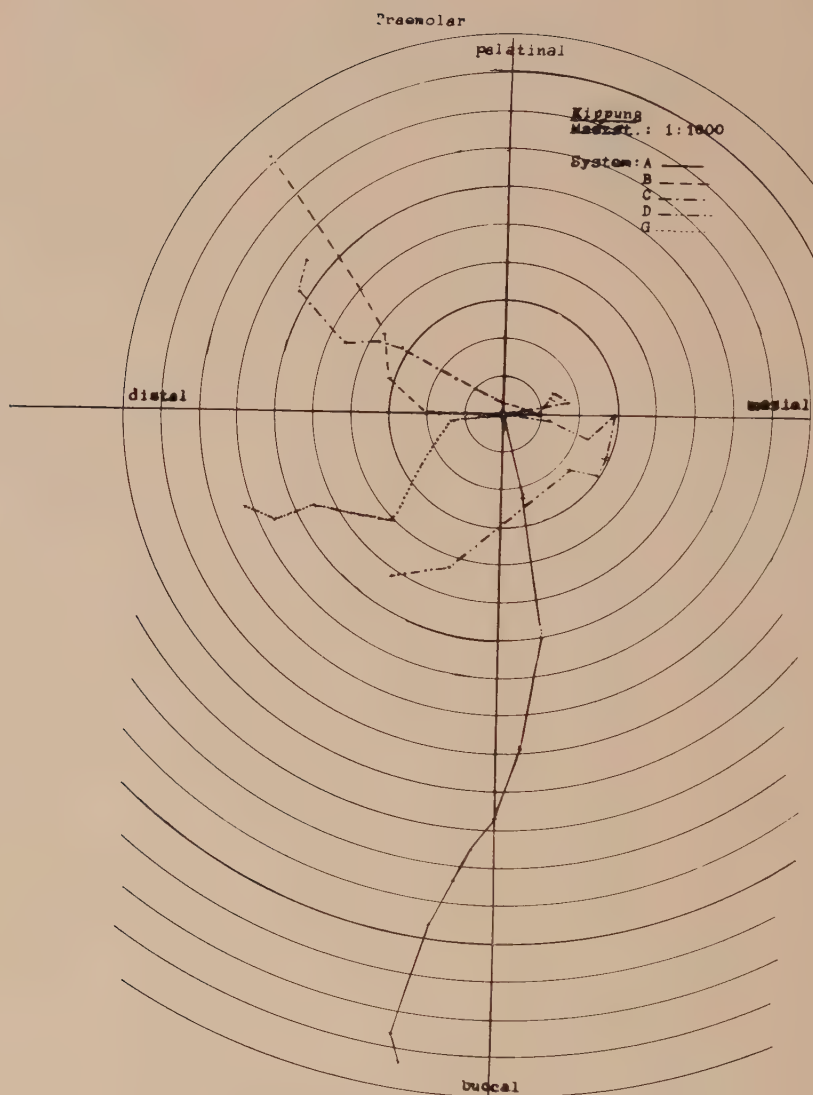


Abb. 14b Prämolarenkippungskurven der Systeme A, B, C, D, G.

dadurch erzielt, daß der dünne Draht prothesenwärts sehr hoch an den Zahn (beinahe bis zur Höckerspitze) angelegt wurde. Dadurch wurde der Spielraum, der zwischen Auflagedruck und Sattelsenkung besteht, wesentlich vergrößert. Außerdem mußte durch die anatomische Zahnform, die vor allem bei dem senkrecht stehenden Molaren sehr bauchig gehalten war, die Klammer beim Absinken der Prothese über diesen Bauch hinübergleiten und drückte damit den Molaren nach distal. Die Form des Prämolaren ist nicht so bauchig. Daher wird beim Absinken der Prothese diese den Zahn nach distal ziehen, wenn die Klammer an der Sattelseite den prothetischen Äquator überschritten hat. Lassen wir uns nicht durch diese Erscheinung zu falschen Schlüssen verleiten, denn wir finden im Munde selten den Molaren in senkrechter Steilung vor, außerdem ist die Krone selten so großflächig, daß das Biegen einer Klammer diese Möglichkeit zuläßt.

Trotzdem das System G eine Klammerstärke aufweist, die zwischen der des Systems A und B liegt, ist die buccopalatinale Kippung nicht so groß. Dies liegt in erster Linie an dem Material und der Verarbeitung einer gegossenen Klammer, worauf ich später noch eingehen werde. Die geringe Distalkippung des Molaren ging hierbei auf Kosten des Prämolaren, d. h. die ganze Prothese „schwamm“ nach distal. Dieses „Schwimmen“ der Prothese, das m. E. auch im Munde auftritt, werden wir noch häufiger beobachten können. Es kann in diesem Maße nicht allein durch die Resilienz der Schleimhaut entstehen.

2. Die sattelferne Auflage ohne federnden Stiel im Vergleich mit der sattelnahen und beiderseitigen Auflage

Um die Vor- und Nachteile der sattelfernen Auflage augenscheinlich zu machen, wurde das System B herausgegriffen und an der Sattelseite eine Auflage eingearbeitet, so daß die Pfeilerzähne sowohl mesial als auch distal eine Auflage hatten. Die Ergebnisse sehen wir im System BB.

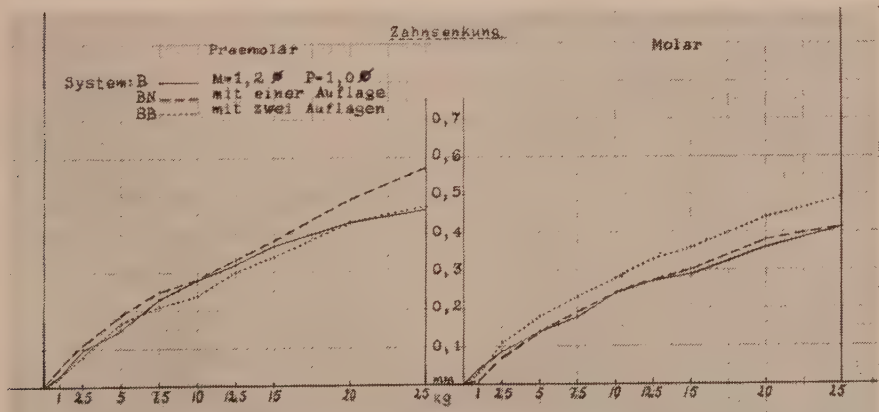


Abb. 15. Zahnsenkungskurven der Systeme B, BN, BB.

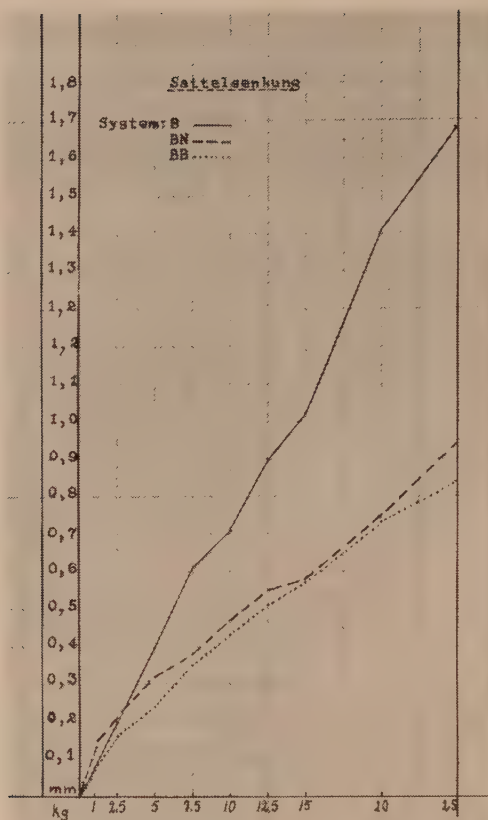


Abb. 16. Sattelsenkungskurven der Systeme B, BN, BB.

Stärkere Belastung der Zähne zugunsten der Schleimhaut, geringere Rotation, da größere Versteifung der Klammer durch die beiderseitige Auflage erzielt worden ist. Kippungskurven ähnlich dem System A, da hier die geringere Drahtstärke durch die zusätzliche Auflage kompensiert wurde. Allerdings ist hier die Prämolaren-Kippung überraschenderweise nicht sehr groß.

Auch sollte man glauben, daß die zusätzliche sattelnahe Auflage den Zahn stärker zum Sattel drückt, als es der Fall ist.

Nun wurde die sattelferne Auflage soweit abgezwickt, daß an der sattelfernen Seite des Zahnes eine Öffnung der Klammer von ungefähr 3 mm resultierte. Im System BN sehen wir hierzu die einzelnen Kurven. Die Sattel- und Zahnsenkung zeigt dabei nur wenig Abweichungen vom System BB. Erstaunlich ist die geringe Rotation. Ich möchte behaupten, daß diese Erscheinung durch die offenen Klammerarme ausgelöst wurde, die stärker federn, als dieses bei der geschlossenen sattelfernen Auflage der Fall ist.

Es überrascht weiterhin, daß die Kippungskurven nicht, wie man vermuten sollte, die Kronen der Pfeilerzähne stark zum Sattel gedrückt darstellen. Das liegt vor allem an der geringen Sattelsenkung im Verhältnis zur Zahnsenkung. Weiterhin können wir auch hier ein erhebliches „Schwimmen“ der Prothese nach mesial feststellen.

Zur sattelnahen Auflage ist zu sagen, daß hierbei nicht jede beliebige Drahtstärke verwendet werden kann. Ich halte eine Drahtstärke von 1 mm als unterste Grenze für gegeben.

Das System C wurde genau wie das System B für eine sattelnahen Auflage hergerichtet. Die Auflage war beim Molar und Prämolare aus 1-mm-Draht. Bei Belastung wurde nun beobachtet, daß bei einem Gewicht von 20 kg beim Molaren die Auflage spontan durchgebogen wurde, ohne daß dies eine federnde Durchbiegung war.

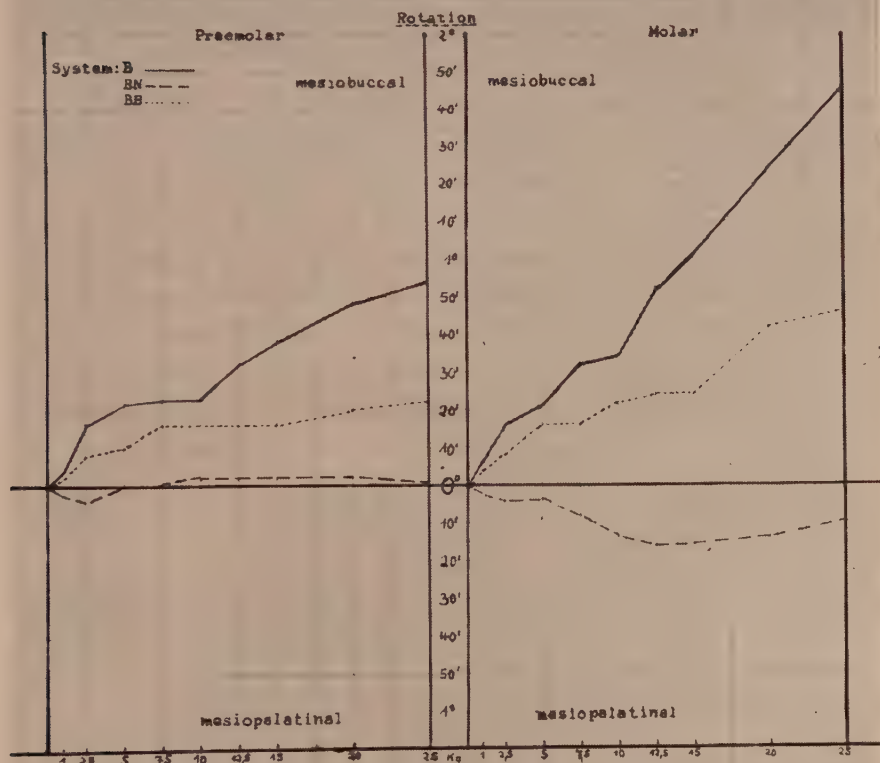


Abb. 17. Rotationskurven der Systeme B, BN, BB.

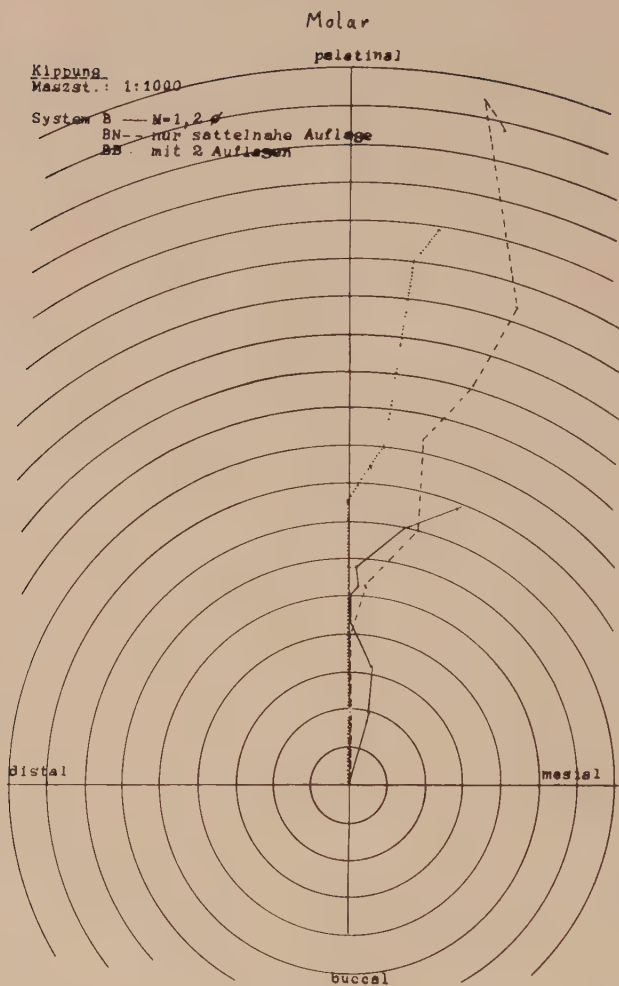


Abb. 18a Molarenkippskurven der Systeme 8, BN, BB

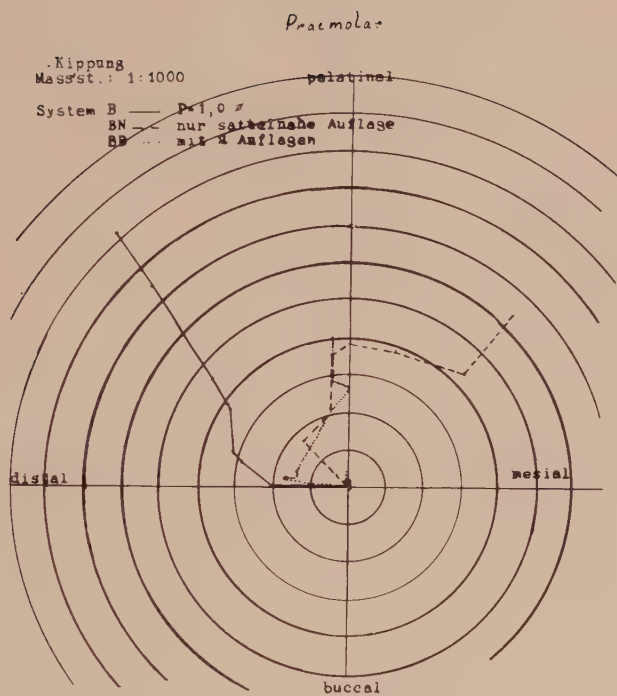


Abb 18b. Prämolaren Kippungskurven der Systeme B, BN, BB

3. Die sattelförmige Auflage mit federndem Stiel

Hier wurden vier Systeme untersucht mit einer Klammerform, wie sie Thielemann in der Praxis schon längere Zeit anwendet. Bei diesen Klammerformen wird der Klammerarm um den ersten prothetisch ersetzten Zahn herumgeführt, ehe er dann im Sattel verankert wird. Fehr⁶ nennt diese Klammerform Zweibogenklammer.



Folgende Systeme wurden untersucht:

System AA. Molar 1,3-mm-Draht, Prämolardraht 1,2-mm-Draht,

System CA. Molar 1,1-mm-Draht, Prämolardraht 0,9-mm-Draht,

System BA. Molar 0,8-mm-Draht, Prämolardraht 0,7-mm-Draht,

System GA. Klammern wurden wie bei System G im Gußverfahren hergestellt.

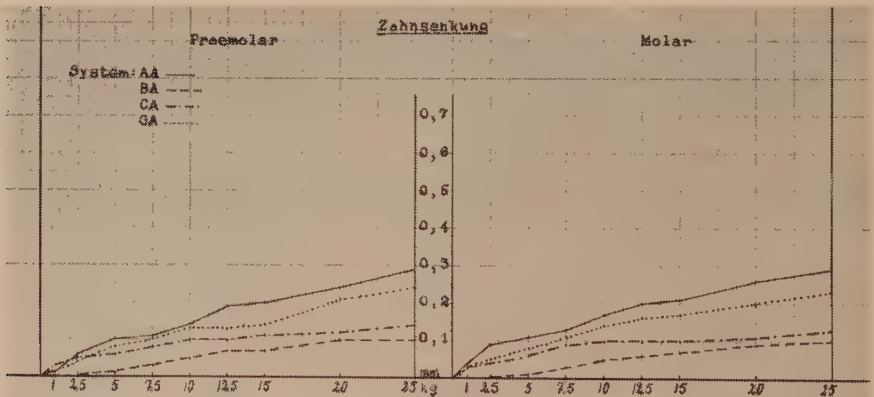


Abb. 10. Zahnsenkungskurven der Systeme AA, BA, CA, GA.

Bei der Zahn- bzw. Sattelsenkung sehen wir schon, wie weit der Zahn bei Belastung entlastet wird und die Schleimhaut den erhöhten Druck auffängt.

Dieses System der Zweibogenklammer sollte man bei schwachen Pfeilern bevorzugen. Im übrigen entsprechen die Kurven dem unter VI, 1 gesagten, wobei das System B etwas aus dem Rahmen fällt.

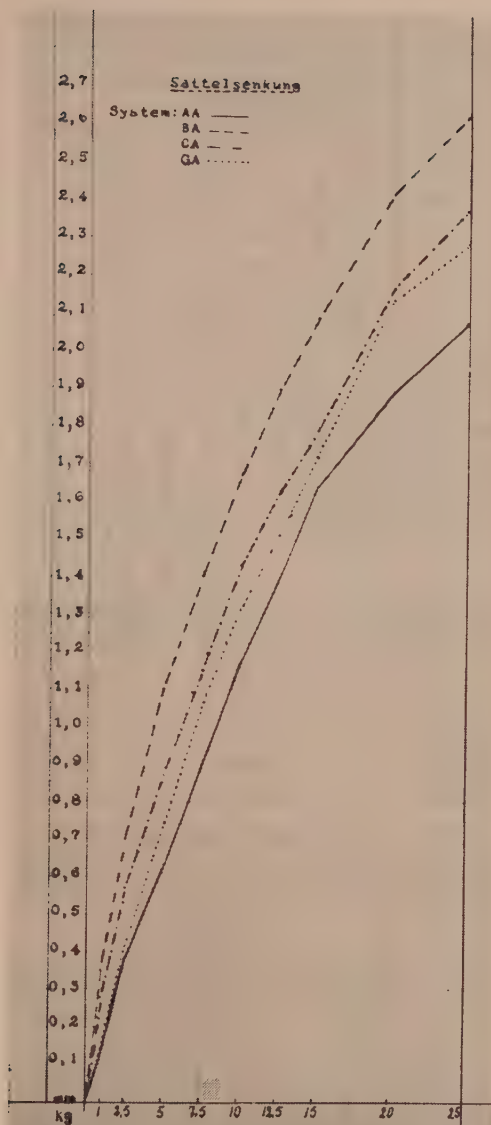


Abb. 20. Sattelsenkungskurven der
 Systeme AA, BA, CA, GA.

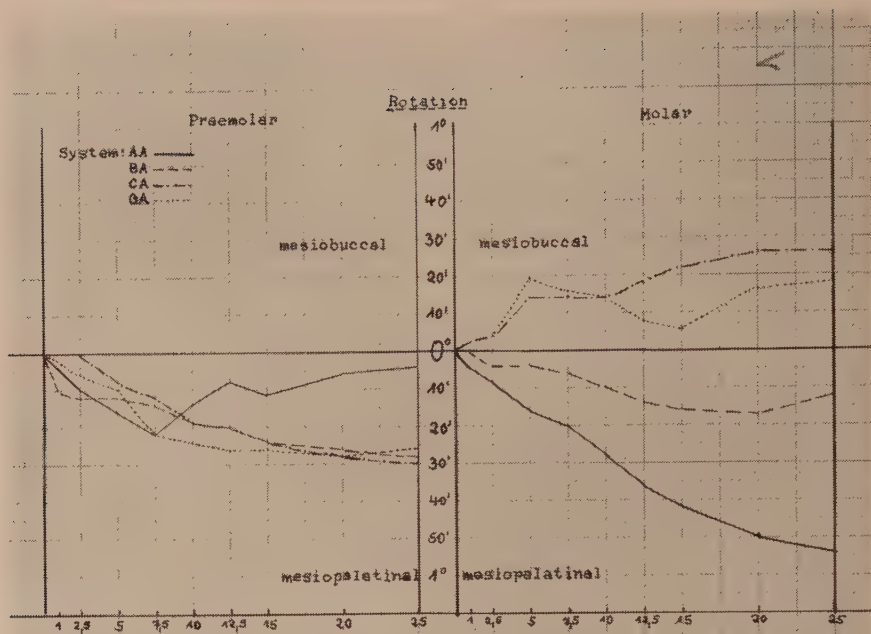


Abb. 21. Rotationskurven der Systeme AA, BA, CA, GA.

An den Rotationskurven fällt allgemein auf, daß bei den Klammern mit federndem Stiel die Zahnrotation geringer ist als bei Klammern ohne federnden Stiel. Im übrigen gilt das gleiche, was unter 1. schon darüber gesagt wurde.

Beim Betrachten der Kippungskurven können wir auch hier feststellen, daß bei abnehmender Drahtstärke eine Zunahme der Kippung nach mesiodistal und eine Abnahme nach buccopalatinal erfolgt. Aber hier beobachten wir, wie oben schon angedeutet, in ganz erheblichem Ausmaße eine Kippung der Pfeilerzähne zur Prothese hin. Diese Tatsache kann die Molarenkurve des Systems GA nicht widerlegen, denn hier ist die ganze Prothese nach distal „geschwommen“ in einem Ausmaße, wie es in der Praxis nicht vorkommen dürfte. Durch diesen Distalschub sind die Zähne ganz erheblich belastet worden. Ich habe die Feststellung machen müssen, daß die Sattelsenkung die Klammer weniger in ihrer Elastizität beanspruchte als vielmehr eine Torsion innerhalb des Klammerarmes auftrat. Ein Zeichen der Unbrauchbarkeit der gegossenen Klammer vor allem für federnde Stiele. Im allgemeinen ist also durch die bisherigen Versuche festgestellt, daß durch die sattelferne Auflage der Zahn zum Prothesenkörper gekippt wird.

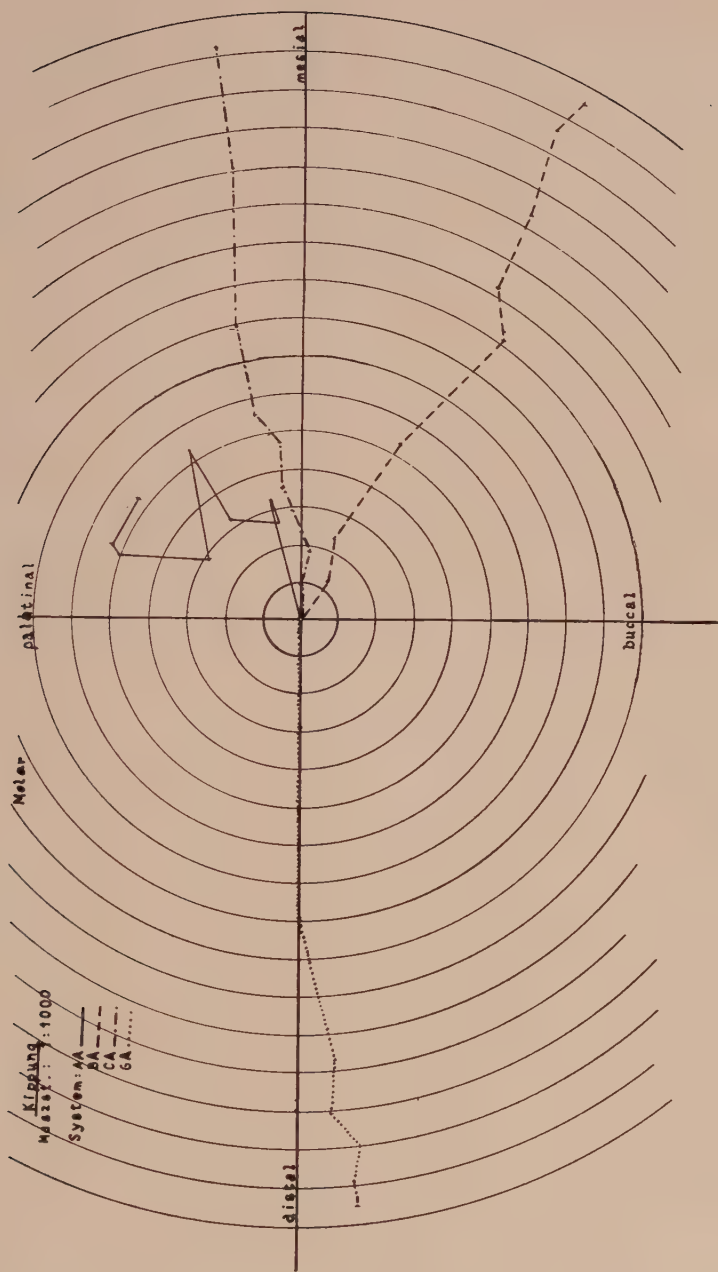


Abb. 22a. Molarentippungskurven der Systeme AA, BA, CA, GA.

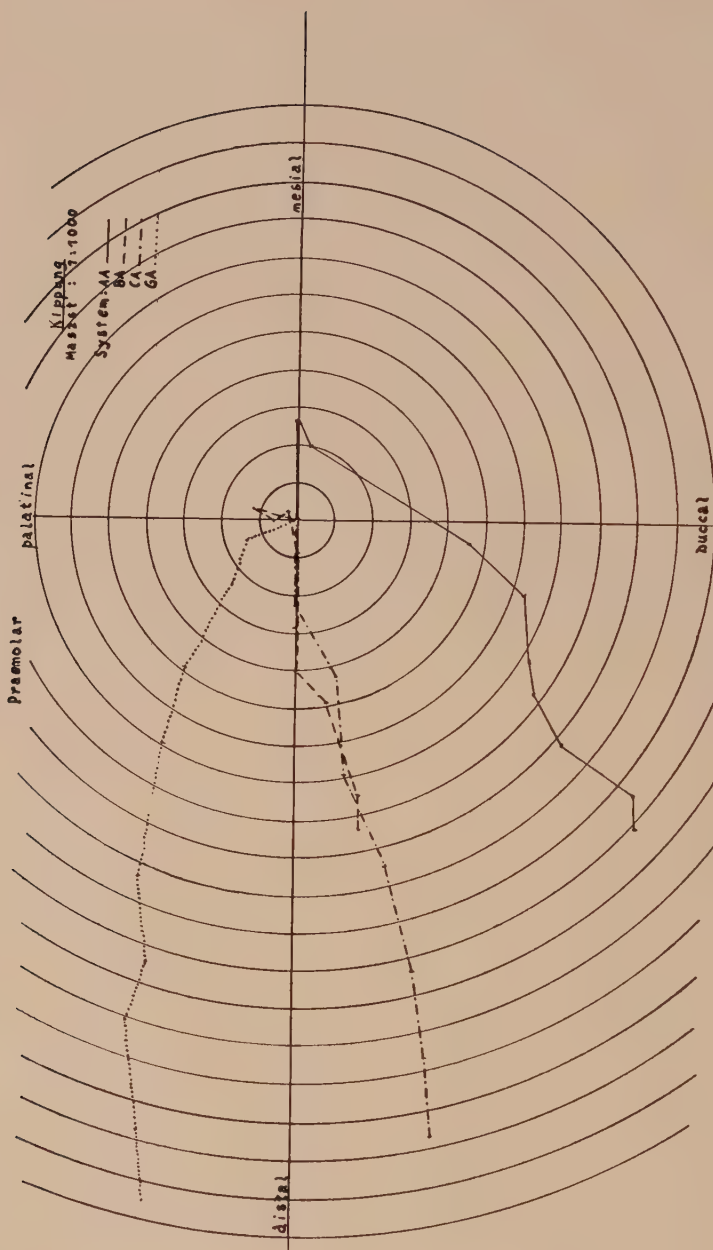


Abb. 22b Prämolarentippungskurven der Systeme AA, BA, CA, GA.

4. Eigene Konstruktion der sattelfernen Auflagen mit federndem Stiel

Um die günstige Federwirkung der sattelfernen Auflage mit federndem Stiel auszunutzen, und trotzdem die starke zum Sattel neigende Kippung auszuscheiden, wurde eine Klammer konstruiert und als System P erprobt. Die Molaren wie auch die Prämolarenklammer waren aus 0,9 mm rundem Draht. Es wurde von der Beobachtung ausgegangen, die bei System D gemacht wurde, daß nämlich durch genügendes Hochlegen der Klammer die raumverkürzende Sattelsenkung ausgeschaltet wird. Weiter, daß ein in einem Winkel von 45 Grad gebogener Draht eine Schubwirkung ausüben muß, wenn der eine Teil des Drahtes festliegt und der andere Teil beweglich abgesenkt werden kann. In der Seitenansicht sieht die Klammer folgendermaßen aus:



Leider blieb der Erfolg versagt, denn das kleine, im Winkel von 45 Grad gebogene Klammerzwischenstück hatte eine solch geringe federnde Wirkung, daß die Pfeilerzähne doch beim Absinken zum Sattel hingezogen wurden. Dieses Zwischenstück durfte aber nicht vergrößert werden, da über die Okklusionsebene nicht hinausgegangen werden konnte.

5. Die sattelferne Auflage mit federndem Stiel und Druckfeder

Nachdem mit dem System P nicht zum Ziele zu kommen war, wurde versucht, der Kippung der Zahnkrone zum Sattel mit Hilfe einer Druckfeder zu begegnen. Es wurde dazu das System CA gewählt und an der sattelnahen Seite des Zahnes, die anatomische Form desselben ausnutzend, ein Draht gebogen, der den Zahn von der Fissur bis zum prothetischen Äquator anlag und dann im Sattel befestigt war. Die Stärke des Drahtes war die gleiche wie bei den Klammern, d. h. bei den Molaren 1,1 mm und bei den Prämolaren 0,9 mm. Das System wurde CAF benannt. Die Seitenansicht der Konstruktion sieht folgendermaßen aus:



Wie die Belastungskurven zeigen, werden die Zähne durch die Druckfeder stärker belastet.

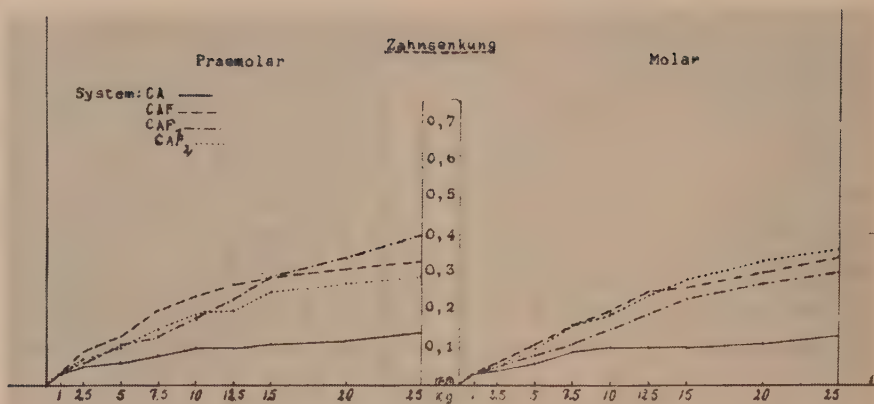


Abb. 23. Zahnsekkungskurven der Systeme CA, CAF, CAF₁, CAF₂.

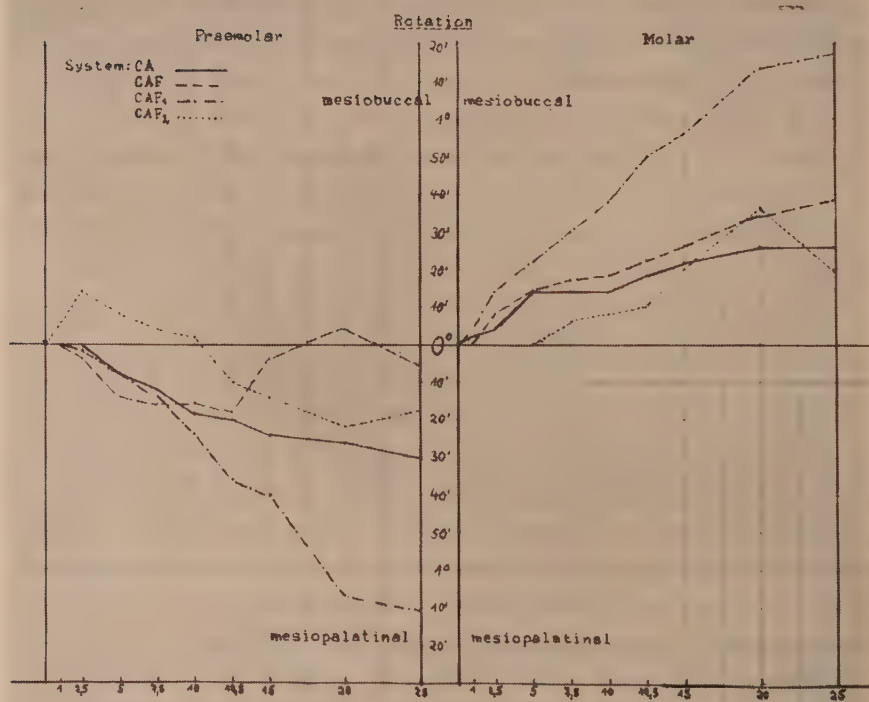


Abb. 25. Rotationskurven der Systeme CA, CAF, CAF₁, CAF₂.

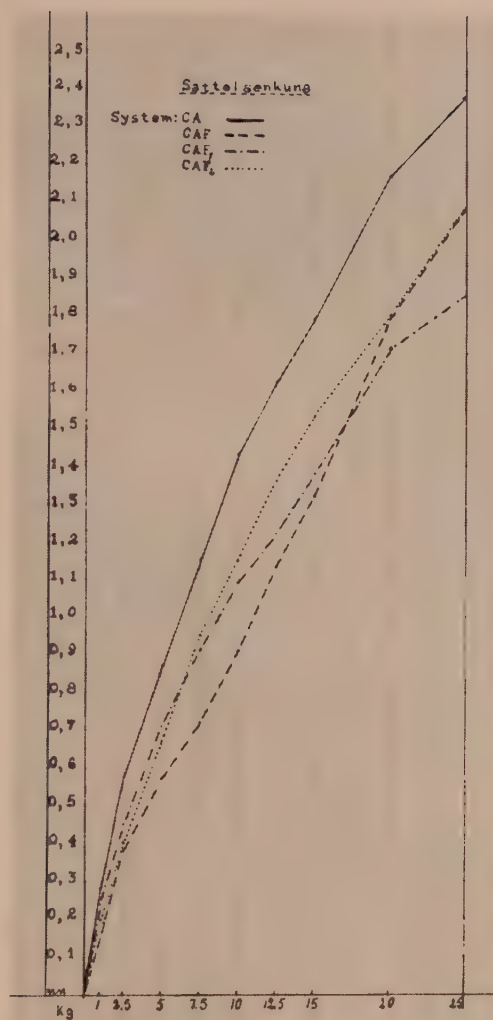


Abb. 24 Sattelsenkungskurven der Systeme
 CA, CAF, CAF₁, CAF₂.

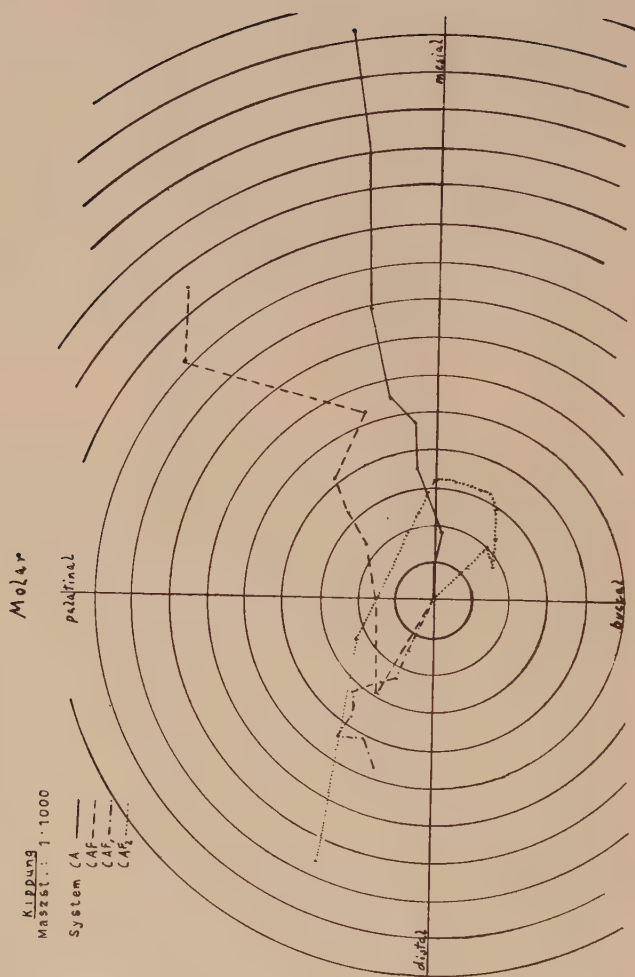


Abb. 26a. Molalklappungskurven der Systeme CA, CAF, CAF₁, CAF₂.

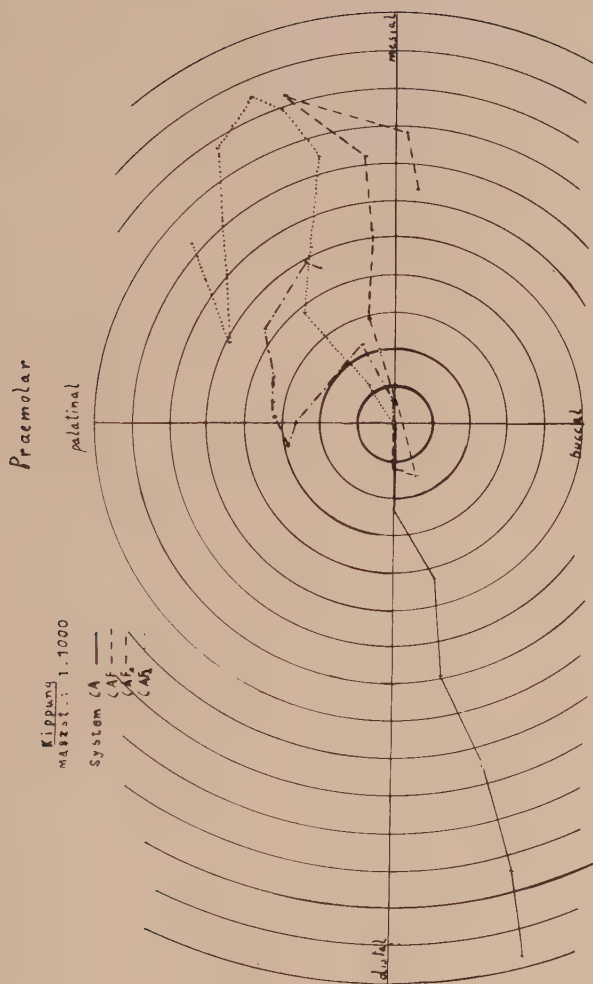


Abb. 26b. Praemolaren Kippungskurven der Systeme CA, CA₁, CA₂, CA₃

Die Rotationskurven liegen ungefähr im gleichen Verhältnis, wie ohne die Federn beim System CA. Die Kippungskurve des Prämolaren zeigt die Wirkung der Druckfeder, die, wie man deutlich sieht, bei der Belastung von 20 kg den prothetischen Äquator überschritten hat und rückläufig wird. Die Kippungskurve beim Molaren zeigt, daß der Druck der Feder nicht ausreicht, um die beabsichtigte Bewegung auszuführen. Es muß hier gesagt werden, daß die Druckfedern ohne aktiven Druck den Zähnen anlagen und ihre Wirkung nur durch das Gleiten an der anatomischen Form des Zahnes bis zum prothetischen Äquator zum Tragen kam. Die mesiale Beeinflussung des Prämolaren ging teils auf Kosten des Molaren, teils ist die Prothese auch nach mesial „geschwommen“. Diese Form der Druckfeder war noch nicht das Ideal, zumal beim eventuellen Einschleifen der Draht stört und auch der Zahn der Prothese nicht an den Pfeiler dicht herangesetzt werden kann. Es wurde deshalb eine neue Druckfeder konstruiert, wobei die Drahtstärke die gleiche blieb. Es war eine Doppelarmfeder, deren Schlaufe vom buccalen zum palatinalen Höcker verlief und soweit wie möglich oberhalb des Äquators verlegt war. Beim Molaren lag die Druckfeder innerhalb der Klammerarme, beim Prämolaren lief sie über die Klammerarme, diese sozusagen umgreifend. Das System wurde als CAF 1 bezeichnet.



Die Zahnbelastung war ungefähr die gleiche wie beim System CAF. Augenfällig ist hier die starke Beanspruchung in der Rotation. Das liegt aber am Biegen der Druckfeder und an der Zahnform. Beides Werte, die wir nie genau berechnen können, die aber beim Erkennen durch entsprechendes Aktivieren der Feder in etwa behoben werden können.

Auch hier muß gesagt werden, daß die Druckfedern nicht aktiviert wurden, sondern inaktiv dem Zahn anlagen. Bei diesem System können wir nun eindeutig den Erfolg einer solchen Druckfeder bei Verwendung der sattelfernen Auflage erkennen, wenn wir uns die Kippungskurven betrachten.

Um nun noch feststellen zu können, wie schwach die Druckfeder sein kann, um noch genügend Druck ausüben zu können, wurde diese Druckfeder im System CAF 2 erprobt, indem sie an beiden Zähnen aus 0,5-mm-Draht angefertigt wurde. Bei diesem System wurde die Druckfeder des Prämolaren auch zwischen die Klammerarme gelegt, weil sich diese Konstruktion beim System CAF 1 als die bessere herausgestellt hatte. Auch bei diesem System wurden die Druckfedern nicht aktiviert. Sie waren aber so gelegt, daß sie dem Pfeilerzahn ungefähr 3—4 mm anlagen und den prothetisch ersetzten Zahn an seiner Peripherie tangierten, so daß sie in dem prothetisch ersetzten Zahn ein gewisses Widerlager fanden. Die Druckfeder liegt also oberhalb der Approximalfläche beider Zähne. Wie wir sehen, ist hier die Rotation günstiger als beim System CAF 1, höchstwahrscheinlich durch den schwächeren Federdruck bedingt. Die Kippungskurven zeigen, daß ein „Schwimmen“ stattgefunden hat.

Die ganze Prothese ist vor allem bei den mittleren Belastungsgrößen nach mesial gewandert. Der Molar hat noch, wenn auch nur gering, die Tendenz nach mesial zu kippen, und erst bei größerer Belastung ist eine starke Distalkippung zu beobachten. Es ist also bei der Molarenklammer schon zweifelhaft, ob die Federkraft des 0,5 mm starken Drahtes ausreicht. Dagegen ist aber wieder zu sagen, daß eine gewisse Kippbewegung, die sich in den physiologischen Grenzen hält, nur unter gewissen Bedingungen schädigende Wirkung ausüben kann. Es wird weiter unten noch darüber zu sprechen sein.

Ich möchte nun als Resümee der unter 5. besprochenen Systeme sagen, daß sich die Druckfeder, wie sie in den Systemen CAF 1 und CAF 2 zur Anwendung kamen, günstig für die Stützklammerfederung der sattelfernen Auflage ausgewirkt hat und dazu folgende Regel aufstellen:

„Je stärker die Klammer, desto weniger stark muß die Druckfeder sein, und umgekehrt.“

6. Kombinierte vertikale und horizontale Belastung

Um einmal festzustellen, wie die Klammerwirkung auf den Zahn ausfällt, wenn die Prothese nun nicht vertikal, sondern in einem Winkel von 20 Grad belastet wird, wurden mit dem System AA Kurzversuche angestellt. Da sich diese Versuche am Rande dieser Arbeit bewegten, wurden sie nicht in Kurven festgehalten, sondern es soll nur allgemein über die gemachten Erfahrungen gesprochen werden. Belastet wurde die Prothese mit 1, 5, 7,5 und 10 kg, und zwar in buccopalatinaler und in palatobuccaler Aufbißrichtung. Ergebnisse: Sattel- und Zahnsenkung änderten sich unwesentlich.

Die Rotation veränderte sich. Allerdings war es nicht möglich, wie auch schon bei den vorhergehenden Versuchen, irgendein starres Gesetz dafür zu finden. Es war durchaus nicht so, daß die sattelferne Auflage, wie man hätte vermuten können, eine rotierende Bewegung des Zahnes im Sinne der Auflage ausgelöst hätte.

Die Kippung änderte sich ganz erheblich, und zwar, wie es ja einleuchtend ist, nach der Belastungsseite, wobei die mesiodistale bzw. distomesiale Kippung abnahm.

VII. Kritische Betrachtungen

Wie auch schon Göring² bei seinen Versuchen beobachtet hatte, so habe ich auch feststellen müssen, daß bereits beim Einsetzen der Prothese Zahn- bewegungen stattfanden. Unsere Einbett- und Verarbeitungsmaterialien sind heute noch nicht so, daß sie keinerlei Kontraktion oder Expansion aufweisen. Die Ergebnisse der Systeme lassen sich nun wie folgt zusammenfassen:

Zahn- und Sattelsenkung: Bei vermehrter Sattelsenkung, Abnahme der Zahn- senkung und umgekehrt. Je stärker der Draht, desto stärker die Zahnsenkung. Je mehr jedoch die Klammerstärke zunimmt, desto größer ist auch die Struktur- umwandlung des Materials bei Belastung, worauf schon Leuser⁸ und No- wack⁸ hingewiesen haben. Ich halte daher auch 1,5 mm starken Draht für zu dick. Die Grenze möchte ich nach meinen Erfahrungen mit 1,3 mm angeben. Wie wir gesehen haben, treten auch noch andere Nachteile bei sehr dickem Draht auf. Die Grenze nach unten ist mit 0,5 mm erprobt. Das heißt, bei der geringen Stärke kann kaum noch von abgestütztem Ersatz gesprochen werden. Solche Prothese wäre schon einer schleimhautgetragenen gleichzusetzen. Ob letzteres erstrebenswert ist, bleibt abzuwarten.

Für die Klammer mit federndem Stiel käme diese geringe Stärke auch nicht mehr in Frage. Hier wäre die Grenze bei 0,9 mm starkem Draht, wie wir gesehen haben.

Wir haben also bei der Planung eines abgestützten Ersatzes zu berücksich- tigen, wie stark die Klammern sein sollen, wie weit wir also einen Pfeiler zur Belastung heranziehen können. Eine Tatsache, die m. E. in der Praxis zu wenig beachtet wird.

Rotation: Eine Regel für die Rotationsbeeinflussung der Klammern kann m. E. nach nicht aufgestellt werden. Sie ist sehr variabel und von drei Faktoren hauptsächlich abhängig, die nicht berechenbar sind. Hier liegt die Gefahr, bei jeder Klammer, auf die ich ausdrücklich hinweisen möchte, und ich nehme da keine Klammer aus. Jede Klammer, die einem Zahn in irgendeiner Weise an- liegt, ob mit oder ohne Auflage, einarmig oder zweiarmig, ob Ein-, Zwei- oder Dreibogenklammer. Die Größe der Faktoren ist natürlich verschieden und kann bei mancher Klammerkonstruktion in physiologischen Grenzen liegen, aus- schlaggebend wird aber hier immer ihre technische Herstellung sein.

Jede Klammer übt auf den Pfeilerzahn eine Kraft aus. Es findet somit eine orthodontische Beeinflussung bei jeder Belastung und auch in der Ruhelage bei aktivierter Klammer statt. B. Müller¹ hat in seinem 1936 erschienenen Buch über abnehmbare partielle Zahnprothesen, wie schon vorher erwähnt, Unter- suchungen angestellt, wenn diese auch nicht die Klammer direkt, sondern mehr den federnden Stiel betreffen, so hat er doch auch schon auf gewisse Gefahren hingewiesen. Aus diesem Grunde wird m. E. nach jeder mit einer Klammer versehene Ersatz eine Kompromißlösung darstellen.

B. Müller¹ sagte in neuerer Zeit dazu folgendes:

„Klammern, die bekanntesten Anker für Partialprothesen, sind die billigsten, aber nicht die besten. Starre Klammern sind in der Regel zu wenig starr, wenn sie der reziproken Kippsicherung dienen sollen, Steck- oder Schiebeanker sind ihnen an Versteifungseffekt überlegen. Elastische Klammern und solche mit elastischen Stielen entsprechen der mechani- schen Grundlage der beschriebenen beweglichen Verankerungseinheit zu wenig, bald sind sie für die Ruhelage zu wenig fest, bald für die Kau- arbeit zu wenig beweglich und bald schaden sie dem Ankerzahn durch

unkontrollierbaren Federdruck. Klammern, vor allem elastische, genügen nur für bescheidenere Ansprüche. Sie sind nicht verbesserungsfähig, die Präzisierung ihrer Mechanik scheitert an den ungünstigen Formen der natürlichen Zahnkronen und an der ungenügenden Parallelität der Ankerzähne. Zugunsten der Klammer lassen sich weder triftige ärztliche noch triftige mechanische Gründe anführen, die rein ärztlichen und die rein mechanischen Überlegungen lassen immer wieder erkennen, daß es gerade die Klammern sind, welche den Weg zur Vervollkommenheit der Partialprothese versperren.“

Wenn nun Kantorowicz⁹ sagt:

„Rein elastisch (nur von der Schleimhaut) gelagerte Sättel sind zweckmäßig wegen der tiefen Randeinsenkung, denen sie ausgesetzt sind und wegen der Teilung der Prothese in zwei getrennte Teile (Stein)“,

und die Hypothese durch mathematische Berechnungen untermauert und versucht zu beweisen, so kann ich mich diesen Gedankengängen nicht anschließen, da sie mir, wie Kantorowicz ganz richtig am Schluß seiner Betrachtung sagt, zu theoretisch sind.

Die Problematik der partiellen Prothese liegt doch wohl in erster Linie und in ganz besonderem Maße in der Erhaltung und Schonung des Restgebisses und weniger in der Beeinträchtigung der Schleimhaut durch den Kaudruck und der Einsenkung der Prothese in diese bis zur Schmerzhaftigkeit. Weder Gering¹⁰ hat diese Symptome beobachtet, noch ist mir ähnliches aus unserer Klinik bekannt, in der in neuerer Zeit, vorerst allerdings nur im Oberkiefer, klammerlose partielle Prothesen hergestellt werden. Kantorowicz gibt aber selbst zu, daß die Halteklammern auf die Pfeilerzähne Druck- und Zugmomente ausüben, die wir gerade bei den von ihm propagierten Klammern, die nicht federnd mit der Prothese verbunden sind, aus eigener Erfahrung als schädigend für das Restgebiß kennengelernt haben. Wie weit die Resilienzgelenke eine befreiende Lösung zu bringen vermögen, mag einer späteren Arbeit vorbehalten bleiben.

Von diesen Betrachtungen völlig ausnehmen möchte ich die Geschiebe wie sie Steiger, Biaggi und andere angeben, da die Konstruktionen eher Brücken gleichzusetzen sind.

Auch Strack¹¹ sagt zur durch Klammern abgestützten Prothese:

„Wer sich nur einigermaßen in Federwirkungen auskennt und die geringen zur tatsächlichen Übertragung kommenden Kräfte kennt im Gegensatz zur nicht unerheblichen gesamten Kaufkraft, wer dagegen die oft über ein Jahrzehnt hinaus bestehenbleibende Niveaugleichheit zwischen diesen Restzähnen und denen der Prothese beobachtet, muß entweder annehmen, daß der Kaudruck auch in der Prothese von 40 bis 60 kg auf unter 1 kg absinkt oder nach anderen Erklärungen suchen. Es istbarer Unsinn, die Theorie zu vertreten, $\frac{2}{3}$ des Kaudruckes solle den Parodontien, $\frac{1}{3}$ von der Schleimhaut übernommen werden, welche das Restgebiß treffen sollen und welche ausreichen, diese Zähne in ihrer Lage zu halten; der Kaudruck wird nach wie vor in der Hauptsache von der Schleimhaut übernommen und tatsächlich abgefangen.“

Die drei Faktoren, von denen ich oben sprach, sind:

1. Die Art der Formgebung der Klammer
2. Die Zahnform
3. Die Lage der Auflage zum Zahnmittelpunkt.

1. Die Art der Formgebung der Klammer. Jedes Ansetzen der Zange zum Formen der Klammer bringt eine unbestimmbare Komponente in diese hinein.

2. Die Zahnform. Wenn wir auch die Klammer um einen Zahn legen, bei dem wir vorher genauestens den prothetischen Äquator bestimmt haben (was in den meisten Praxen und Laboratorien doch nicht getan wird), so wird durch Belastung der Klammer diese über Zahnflächen geschoben, die wir vorher nicht berechnen konnten. Dadurch werden Kräfte ausgeübt, die nicht beabsichtigt waren. Spiess¹² hat darüber Untersuchungen angestellt, daher möchte ich hier nicht weiter darauf eingehen.

3. Die Lage der Auflage zum Zahnmittelpunkt. Die Auflage wird im allgemeinen in die Fissur des Zahnes gelegt. Da die anatomische Fissur nicht immer in der Sagittalebene des Zahnes liegt, werden dadurch außer noch gleich zu besprechenden Kippungskräften auch Rotationskräfte ausgelöst. Vermeiden kann man diese Kräfte nur schwer, da die genaue Festlegung der Sagittalebene zum Belastungsmittelpunkt eines Zahnes schwierig sein dürfte.

Die Kippung ist, wie auch die Rotation, in den meisten Faktoren nicht berechenbar. Sie ist von den gleichen oben erwähnten Faktoren abhängig, wie die Rotation. Hinzu kommen noch die eher zu bestimmenden Faktoren.

4. Die Drahtstärke.

5. Der Angriffspunkt der Auflage.

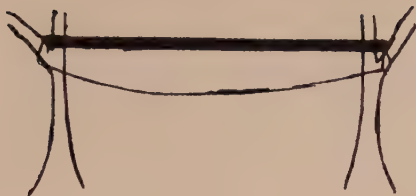
6. Der Verlauf der Klammerarme.

4. Die Drahtstärke. Je stärker der Draht, desto größer die Kippungskräfte.

5. Die Auflage, und zwar hier der Angriffspunkt der Auflage, mesial, distal, oral oder vestibulär. Zu diesem letzten Punkt möchte ich die Auffassung von Kantorowicz⁹ als falsch bezeichnen, wenn er sagt:

„Ich brauche nur eine Kauflächenauflage, möge sie beschaffen sein wie sie wolle, mit einer Klammer in Verbindung zu bringen, und der auf der Klammer lastende Druck setzt sich in der Achse des Zahnes fort.“

Schon Göring² hat, wohl in der Annahme der Fehlerhaftigkeit seiner Apparatur diese Behauptung als „sehr gewagt, wenn nicht falsch“ bezeichnet. Im Laufe meiner Versuche habe ich auch feststellen müssen, daß die von Thielemann bisher vertretene Ansicht, die er in der Deutschen zahnärztlichen Wochenschrift 1936 zu erklären versucht, sich als irrig erwiesen hat. Nämlich, daß bei der sattelfernen Auflage die Zahnkrone von der Prothese weg, d. h. der Molar nach distal und der Prämolare nach mesial gedrückt wird. Da wir in einem Lückengebiss, in dem ein Molar noch vorhanden ist, meistens die Erscheinung vorfinden werden, daß dieser bereits eine Tendenz der Mesialkippung zeigt, hoffte man, durch den Druck der sattelfernen Auflage den Zahn in seiner Neigungstendenz zu parieren, wenn nicht sogar aufzurichten. Die Kippungskurven auf der graphischen Darstellung zeigen nun, daß das Gegenteil der Fall ist. Ich will diese Tatsache versuchen zu erklären. Es sei mir dazu gestattet, ein augenfälliges Beispiel heranzuziehen. Nehmen wir an, zwei biegsame Bäumchen stehen sich gegenüber und jedes dieser Bäumchen hat nach der Außenseite einen starken Ast, den ich belasten kann. Lege ich nun auf diese Äste einen starren Eisenstab und belaste diesen in der Mitte, in dem ich mich daran hänge, so werden sich diese Bäumchen nach außen biegen, so weit ihnen die Möglichkeit durch Begrenzung des Eisenstabes gegeben ist. Liegen die Äste nicht direkt in der Sagittalen, so werden sie sich nach den Seiten biegen, nach denen die Äste ragen. Nehme ich nun statt der Eisenstange einen Strick, den



ich an die Äste knüpfe und hänge mich daran, so werde ich die Bäumchen durch das Gewicht zueinander ziehen.

Zwischen diesen beiden aufgeführten Extremen haben wir die Wirkung der Klammer mit sattelferner Auflage zu suchen. Die Verkürzung der Strecke, die sich durch die Sattelsenkung kundtut, wird die Zahnkronen zueinander ziehen, wenn diese, wie es bei der sattelfernen Auflage der Fall ist, an der sattelfernen Seite von der Klammer umschlossen werden. Auch wenn der Klammer ein wenig Spielraum an der sattelfernen Seite gelassen wird, wird das Moment ausgelöst werden, vielleicht etwas weniger bei sehr starkem Draht. Diese Auswirkungen haben wir bei der sattelfernen Auflage mit federndem Stiel besonders kraß gefunden.

Ich möchte daher vor jeder Klammer warnen, die um einen übriggebliebenen, als Pfeiler zu nutzenden Molaren gelegt wird, ohne durch geeignete Maßnahmen dafür Sorge getragen zu haben, daß ein Mesialkippen dieses Zahnes verhindert wird. Ich möchte da auf die Konstruktionen von Gering¹⁰ hinweisen oder auf meine Klammern mit Kontrafedern.

Da im allgemeinen der Sattel nach mesial an mehreren Zähnen verankert sein wird, werden diese Verankerungen dem einzelnen Molaren gegenüber eine größere Kraft gegenüberstellen und beim Absinken des Sattels bei Belastung wird immer nur der einzelstehende Molar die verkürzte Strecke kompensieren müssen und dadurch im Paradentium gelockert werden, um dann schließlich der Zange zu verfallen oder aber nach mesial kippen, wobei er die Bestimmung als Pfeilerzahn einbüßt.

6. Der Verlauf der Klammerarme macht sich auf die Kippung bemerkbar, wie Thielemann¹³ schon beschrieben hat, d. h. ich kann z. B. den oralen Arm höher legen als den vestibulären, um ein gewolltes Kippmoment (Aufrichten des Zahnes) zu erzielen.

Bei geringer Belastung, ungefähr bis 5 kg, können wir vor allem an den Prämolaren-Kurven feststellen, daß die Zahnkrone nach mesial gedrückt wird. Dieses Tatsache beruht darauf, daß bei geringer Belastung die Sattelsenkung sich noch nicht auswirkt, sondern nur der sattelferne Druck zum Tragen kommt. Diese Erscheinung rührt von der Form der Klammer her, die ja von der sattelfernen Auflage, unter dem prothetischen Äquator und wieder upwards über den Äquator verläuft. Dadurch wird ein gewisser Spielraum gelassen, der das Absinken der Prothese bei geringer Belastung nicht auf den Zahn sich auswirken läßt. Außerdem wird diese Erscheinung dadurch hervorgerufen, daß der Sattel ein nach Innenkippen der Zähne solange verhindert als er dem Kontaktpunkt des Klammerzahnes anliegt. Erst beim Absinken des Sattels durch größeren Druck, also über 5 kg Belastung, fehlt die Stütze, und der Zahn wird sich zum Sattel neigen.

Über die Unzulänglichkeit der gegossenen Klammer habe ich schon vorher kurz gesprochen. Ich habe auch die gleiche Feststellung gemacht wie Groß¹¹, Nowack¹⁴ und Baetz¹⁵ schon früher durch Versuche nachgewiesen haben, daß nämlich die gegossene Klammer in besonders hohem Maße der Bruchgefahr unterliegt und wie auch von Reichenbach¹⁶ beschrieben wurde, die gegossene Klammer schädlichere Wirkungen auf den umklammerten Zahn ausübt, als eine Drahtklammer es tut.

Zum Schluß möchte ich noch etwas über das „Schwimmen“ der Prothese bei einigen Systemen sagen. Ich habe nie feststellen können, wodurch dieses Phänomen ausgelöst wurde. Ob es durch verschiedenartige Belastung zustande kam, was am wahrscheinlichsten ist, oder ob es an den einzelnen Konstruktionen lag. Vielleicht ist beides miteinander verquickt. Ich möchte nur betonen, daß wir im Munde in noch größerem Maße das gleiche feststellen. Es mag uns aber zeigen wie vorsichtig wir bei der Klammerbeurteilung, Konstruktion und Anwendung sein und wie skeptisch wir ihr gegenüber stehen müssen.

VIII. Zusammenfassung

Es wurden in einer neukonstruierten Apparatur elastisch befestigte Phantom-Zähne durch verschiedene Klammerkonstruktionen belastet und die Einwirkungen dieser Klammern auf die Zähne mit Zeigern registriert und in graphischen Kurven festgehalten. Dabei wurden folgende Erfahrungen gesammelt.

Die Sattel- bzw. Zahnsenkung ist abhängig von der Stärke des Klammerdrahtes. Bei vermehrter Sattelsenkung Abnahme der Zahnsenkung.

Die durch eine Klammer hervorgerufene Rotation eines Zahnes ist abhängig von

- a) Art der Formgebung der Klammer,
- b) Zahnform
- c) Lage der Auflage zum Zahnmittelpunkt.

Die durch eine Klammer hervorgerufene Kippung eines Zahnes ist abhängig von

- a) Art der Formgebung der Klammer,
- b) Zahnform,
- c) Lage der Auflage zum Zahnmittelpunkt,
- d) Drahtstärke,
- e) Angriffspunkt der Auflage,
- f) Verlauf der Klammerarme.

Durch die sattelferne Auflage wird eine Kippung zum Sattel hin provoziert.

Um der durch die sattelferne Auflage hervorgerufenen Kippung zum Sattel zu begegnen, wurden mit gutem Erfolg Kontrafedern an der Sattelseite des Zahnes angebracht.

Bei vertikohorizontaler Belastung der umklammerten Zähne wird eine rotierende Bewegung des Zahnes im Sinne der Auflage nicht ausgelöst. Die Kippung vergrößerte sich erheblich nach der Belastungsseite, wobei die mesio-distale bzw. distomesiale Kippung abnahm.

Durch die gemachten Versuche ist die Erkenntnis bekräftigt, daß jeder durch Klammern gehaltene und getragene Ersatz eine Kompromißlösung darstellt.

Literaturverzeichnis

1. Müller, Beat.: Abnehmbare partielle Zahnprothese. Probleme der Freundprothese. DZZ 1949, H. 3/4.
2. Göring, Walter: Korrespondenzblatt für Zahnärzte, Jg. 1939, H. 9 u. 10.
3. Mühlemann, Hans, R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. Schweiz. Mschr. f. Zahnheilkunde, 1951, Nr. 1.
4. Obenmayer, Erich: Untersuchungen moderner Klammermaterialien auf ihre technische Eignung. Diss. Erlangen, 1948/49.
5. Schmidt, H.: Untersuchungen über das Verhalten verschiedenartiger Klammerauflagen. Diss. Frankfurt/M., 1934.
6. Fehr, C. U.: Die Hauptprobleme der abnehmbaren Teilprothese. ZR 1952, H. 6.
7. Klein, A., und Jozat, R.: zit. nach Mühlemann ³.
8. Leuser, J., und Nowack, L.: Apparate zur Klammerprüfung. Dtsch. Zahnärztl. Wschr. 1930, H. 16.
9. Kantorowicz: Zur Statik der partiellen Prothese. DZZ 1949, H. 3/4. Die gestützte Prothese. ZR 1931, H. 11.
10. Gering, Walter: Schienen-Steck-Prothesen, Schienen-Federbügel-Prothesen, eine neue Art schleimhautgetragener und gefederter partieller Prothesen. DZZ 1950, H. 20.
11. Strack, Rainer: Problematik der Versorgung des Lückengebisses. DZZ 1952, H. 17/18.
12. Spiess, Walter: Abhängigkeit und Wirksamkeit von Klammerkräften. Diss. Frankfurt/M., 1933.
13. Thielemann, K.: Grundsätzliches über die Klammeranlage. Dtsch. Zahnärztl. Wschr. 1936, H. 1.
14. Gross, E., und Nowack, L.: Über Klammerprüfmethoden. Dtsch. Zahnärztl. Wschr. 1930, H. 13.
15. Baetz, Erich: Klammerprüfung in Abhängigkeit von Form und Dimensionen. Dtsch. Zahnärztl. Wschr. 1931, H. 2.
16. Reichenbach, Erwin: Lehrbuch der klin. Zahnheilkunde, Band 2.
17. Uhlig, H.: Über die Kaukraft. Dtsch. Zahnärztl. Zeitschr. 1953, Heft 1.
18. Black, Brown, und Kaffenbach: zitiert nach Uhlig ¹⁷.
19. Koller, Walter: Zahnärztliches Universitätsinstitut „Carolinum“, Frankfurt/M., in mündlicher Diskussion.

Ich möchte an dieser Stelle meinem Lehrer, Herrn Prof. Dr. Dr. Fritsch, sowie meinem verehrten Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Dr. Thielemann, für ihr Interesse an meiner Arbeit und ihre Anregung und Hilfe danken. Ebenso möchte ich nicht versäumen, der Fa. Friedrich Krupp, Wipla-Dental-Werkstätten in Essen zu danken, der am Zustandekommen meiner Arbeit ein nicht unerheblicher Anteil gebührt, da sie mir ihren Wiptam-Draht kostenlos zur Verfügung stellte, desgleichen gilt mein Dank der Fa. Degussa, Pforzheim, für ihre tätige Hilfe.

Lebenslauf

Als Sohn des Regierungsveterinärrates Dr. Paul Pockrandt und seiner Ehefrau Käthe, geb. Woyke, bin ich am 3. April 1916 in Graudenz/Westpr. geboren. In Ostpreußen aufgewachsen, habe ich im Jahre 1937 mein Abitur am Realgymnasium zu Tilsit bestanden.

Ich schlug darauf die Seeoffizierslaufbahn der Kriegsmarine ein und machte den zweiten Weltkrieg mit. 1946 wurde ich als Oberleutnant zur See aus der Kriegsmarine entlassen. Vom SS 1947 bis zum WS 1948/49 studierte ich an der Universität in Tübingen. Vom SS 1949 bis WS 1950/51 beendete ich an der Universität in Frankfurt a. M. mein Studium mit der Ablegung des Staatsexamens am 3. Juli 1951.

53/117